

Zeitaufgelöste Frequenzanalyse von EMG-Signalen bei dynamischen Hebevorgängen mit zunehmenden Lasten

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. Phil.
im Fach Sportwissenschaft

eingereicht an der
Philosophischen Fakultät IV
Humboldt-Universität zu Berlin

von
Dipl.-Phys., Dipl.-Sportwiss Ralf Dietrich
03.09.1955 in Hofgeismar

Präsident der Humboldt-Universität zu Berlin:
Prof. Dr. Dr. h.c. Christoph Marksches

Dekan der Philosophischen Fakultät IV:
Prof. Dr. Wiltrud Gieseke

Gutachter:
1. Prof. Dr. Adamantios Arampatzis
2. Prof. Dr. Günter Tidow
3. PD. Dr. Thomas Jöllenbeck

eingereicht am: 23.10.2009
Tag der mündlichen Prüfung: 15.06.2010

Abstract

Electromyographic and biomechanical methods were used to investigate localized muscle fatigue and changes in the kinematics and kinetics of motion during an exhausting lifting test. For this purpose the 'Progressive Isoinertial Lifting Evaluation' (PILE) was utilized, which was published by Mayer et al. (T. G. Mayer et al., 1988a) as a method to quantify the lifting capacity of people with spinal disorders, who take part in reconditioning, work-hardening and functional restoration programs. Fatigue-related changes in the electromyographic signals of trunk and limb muscles were evaluated and compared to kinematic measures in order to determine whether fatigue influences motor behavior during the exhausting lifting test.

Recent advances in the methodology of time-frequency analysis for electromyographic signal processing provide a new way of studying localized muscle fatigue during dynamic contractions. One of these approaches was used to develop an algorithm for the analysis of highly dynamic muscle contractions. It is based on the 'smooth-pseudo-Wigner-Ville-distribution', a biquadratic transformation of the Cohen class. The method is characterized by a high time and frequency resolution. The instantaneous median frequency (IMDF) was used as index of fatigue.

Twenty-two male physical education students performed the lumbar PILE-test. During the exhausting lifting task, the IMDF significantly decreased over time in the trunk extensor muscles (M. erector spinae, M. gluteus maximus), but not in the limb muscles (V. vastus lateralis, M. gastrocnemius). These changes correspond to the kinematic changes during the test. The range of motion of the knee joint and the trunk changed significantly during the initial lifting phase. The range of motion of the knee joint increased from the first (low load) to the last (high load) interval, while the range of motion of the trunk decreased. Half of the subjects even reached almost complete knee extension while the trunk was still in maximum flexion when lifting heavy loads. The change in IMDF of the M. erector spinae from the first to the last interval significantly correlated with the reduction of trunk extension.

These biomechanical changes are associated with increased peak torque at the lumbar spine. Therefore it is recommended to monitor the lifting technique during the PILE-Test to avoid health risks.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit untersucht mit elektromyographischen und biomechanischen Methoden lokale muskuläre Ermüdung und die damit verbundenen Veränderungen in der Kinematik und Kinetik eines ausbelastenden Hebetests. Hierzu wurde der PILE-Test (Mayer et al., 1988) verwendet, der als Diagnostikverfahren in der Rehabilitation von Personen mit Rückenbeschwerden eingesetzt wird.

In den letzten Jahren sind mathematische Verfahren entwickelt worden, um spektralanalytische Untersuchungen dynamischer Muskelkontraktionen durchführen zu können. In der vorliegenden Arbeit wurde einer dieser Ansätze aufgenommen und daraus ein mathematischer Algorithmus entwickelt, der im Rahmen eines Softwarepakets implementiert wurde. Er beruht auf der Verwendung der ‚Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Verteilung‘, einer biquadratischen Transformation der Cohen-Klasse. Das Verfahren zeichnet sich durch eine hohe Zeit- und Frequenzauflösung aus.

Die spektralanalytische Untersuchung von sechs Muskeln während des PILE-Tests zeigte für die 22 männlichen Sportstudierenden signifikante Verringerungen der Medianfrequenz für die Rumpfstrecker (*M. erector spinae*, *M. gluteus maximus*). Die Signale des Kniestrecker (*M. vastus lateralis*) wiesen hingegen über den gesamten Testverlauf keine Änderungen der Medianfrequenz auf. Diese Ergebnisse korrespondieren mit den kinematischen Änderungen im Verlauf der Testdurchführung. Die Bewegungsamplitude des Rumpfes nimmt in der Initialphase der Bewegung mit steigenden Lasten signifikant ab, während gleichzeitig die Kniestreckung in dieser Phase für große Lasten fast vollständig ausgeführt wird. Zwischen der Frequenzänderung des *M. erector spinae* vom Startintervall (geringe Last) zum Schlussintervall (hohe Last) und der Verringerung der Bewegungsamplitude der Rumpfextension wurde eine signifikante Korrelation festgestellt.

Aufgrund der daraus ableitbaren Insuffizienz des *M. erector spinae* kommt es in der Initialphase der Hebung, in der die maximalen Bodenreaktionskräfte auftreten, für nahezu die Hälfte der Probanden zu einem Absenken des Rumpfes. Da dieses Verhalten mit einer erhöhten Belastung im Bereich der lumbalen Wirbelsäule assoziiert wird, sollte die Bewegungsausführung während des PILE-Tests kontrolliert werden, um Gesundheitsrisiken zu vermeiden.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Forschungstheoretischer Hintergrund	5
2.1	Muskelpysiologische Grundlagen elektromyographischer Signale	5
2.1.1	Erregungsausbreitung über die Muskelfaser	7
2.1.2	Myoelektrische Effekte bei muskulärer Ermüdung	10
2.2	Elektromyographische Untersuchungen zum Heben von Lasten .	14
2.2.1	Untersuchungen amplitudenbezogenener Messwerte . . .	16
2.2.2	Spektralanalytische Untersuchungen von isometrischen Muskelkontraktionen	19
2.2.3	Spektralanalytische Untersuchungen von dynamischen Mus- kelkontraktionen	20
2.3	Spezielle Fragestellungen und Hypothesenbildung	22
3	Methodik	23
3.1	Spektralanalytische Methoden	23
3.1.1	Grundlagen der Zeit-Frequenz-Verteilung	23
3.1.2	Transformationen der Cohen-Klasse	25
3.1.3	Wigner-Ville-Transformation	26
3.1.4	Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville Verteilung	27
3.1.5	Spektralanalytische Messparameter	30
3.1.6	Implementation der mathematischen Algorithmen	31
3.1.7	Simulation von EMG-Signalen	32
3.2	Untersuchungsmethodik	34
3.2.1	Beschreibung der Stichprobe	34
3.2.2	PILE-Test	35
3.2.3	Datenaufnahme	36
3.2.4	Elektromyographische Untersuchung	37
3.2.5	Kinematische Messungen	43
3.2.6	Dynamische Messungen	45
3.3	statistische Auswertung	46

4	Ergebnisse	49
4.1	Ergebnisse der spektralanalytischen Methode	49
4.1.1	Simulation von EMG-Spektren	49
4.1.2	Vergleich unterschiedlicher Algorithmen	51
4.1.3	Zeit-Frequenz-Verteilung von EMG-Signalen	55
4.2	Ergebnisse der Untersuchung des PILE-Tests	58
4.2.1	Ergebnisse der amplitudenbezogenen EMG-Parameter	58
4.2.2	Ergebnisse der frequenzbezogenen EMG-Parameter	65
4.2.3	Ergebnisse der kinematischen Untersuchung	69
4.2.4	Ergebnisse der dynamischen Messungen	75
4.2.5	Statistische Zusammenhänge zwischen EMG und Kine- metrie	79
5	Diskussion der Ergebnisse	81
5.1	Diskussion der spektralanalytischen Methode	81
5.1.1	Eigenschaften des angewandten Algorithmus	81
5.1.2	Detektion von Effekten muskulärer Ermüdung	82
5.1.3	Weitere Anwendungen	84
5.2	Diskussion der Ergebnisse des PILE-Tests	85
5.2.1	Effekte lokaler muskulärer Ermüdung	85
5.2.2	Änderung des Bewegungsverhaltens im Verlauf des Tests	88
5.2.3	Schlussfolgerungen zur Sicherheit des PILE-Tests	91
5.2.4	Methodenkritik	95
6	Zusammenfassung	97
	Anhang	101
A.1	Hardware-Anpassungen zur Durchführung des Tests	101
A.2	Formular zur Testdurchführung	102
A.3	Rechenzeiten der Zeit-Frequenz-Transformationen	103
A.4	Messdaten des PILE-Tests	103
A.5	statistische Auswertungen	104
	Literaturverzeichnis	117
	Abbildungsverzeichnis	129
	Tabellenverzeichnis	135
	Danksagung	137

1 Einleitung

Spektralanalytische Untersuchungsmethoden von elektromyographischen Signalen waren bis vor kurzem auf isometrische Muskelkontraktionen beschränkt. Dies lag an den setzten mathematischen Analysemethoden, die Voraussetzungen an die Signaleigenschaften wie Stationarität oder Periodizität stellen, die bei dynamischen Muskelkontraktionen nicht vorausgesetzt werden können. In den letzten Jahren wurden jedoch mit Verbesserungen und Entwicklungen von Verfahren zur Zeit-Frequenz-Transformation neue Möglichkeiten geschaffen, dynamische Muskelkontraktionen zu untersuchen.

Gerade die Weiterentwicklung der spektralanalytischen Algorithmen ermöglicht es, im Rahmen sportwissenschaftlicher Untersuchungen, den eingeschränkten Bereich der isometrischen Muskelkontraktionen zu verlassen und sowohl alltagskonforme, als auch Bewegungen aus den Bereichen Prävention, Rehabilitation und Leistungssport untersuchen zu können.

Das Hauptanwendungsgebiet der Frequenzanalyse von elektromyographischen (EMG) Signalen ist die Untersuchung von Effekten lokaler Muskelermüdung. Diese beruhen auf physiologischen Änderungen der sich über die Muskelfaser ausbreitenden Aktionspotentialen (siehe Kap. 2.1). Neben diesen, weitgehend verstandenen Effekten, ist in der Wissenschaft eine Diskussion um die Frage entbrannt, ob die Möglichkeit besteht, aus spektralanalytischen Untersuchungen Rückschlüsse auf Rekrutierungsstrategien von motorischen Einheiten gezogen werden können. Dies ist eng mit der Frage verbunden, ob Ergebnisse aus Oberflächen-EMG Messungen dazu beitragen können, einzelne Muskelfasertypen zu detektieren bzw. deren Verhältnisse innerhalb des untersuchten Muskels aufzuklären. Dazu ist im ‚Journal of Applied Physiology‘ eine Reihe von Diskussionsbeiträgen zu diesen Fragestellungen erschienen, in denen ausgewiesene Autoren und Autorinnen ihre Einschätzungen zur Anwendbarkeit der Methoden darlegen (V. von Tscharnier & Nigg, 2008; Farina, 2008; Enoka et al., 2008). Die einzelnen Beiträge zeigen, dass es noch zu keiner übereinstimmenden Klärung der aufgeworfenen Fragen gekommen ist.

In der vorliegenden Arbeit wird eine mathematische Methode vorgestellt, mit deren Hilfe es möglich ist, dynamische Muskelkontraktionen zu untersuchen. Das Verfahren beruht auf einer quadratischen bilinearen Transformation der

Cohen-Klasse. Die hier umgesetzte Algorithmus wird in der Literatur als ‚pseudo-smooth-Wigner-Ville-Transformation‘ bezeichnet. Durch die Tatsache, dass Transformationen der Cohen-Klasse keine Voraussetzung an die Signaleigenschaften stellen, können damit auch stochastische elektromyographische Signale auf ihren Frequenzgehalt hin analysieren werden. Im Vergleich zu anderen Verfahren zeichnet sich der hier angewandte Ansatz durch eine hohe Zeit- und Frequenzauflösung aus. Damit besteht die Möglichkeit, einen Beitrag zu der oben angeführten Diskussion zur Detektion unterschiedlicher Muskelfasertypen zu liefern.

Zur Umsetzung der mathematischen Algorithmen wurde ein Software-Programm entwickelt, in dem, neben den spektralanalytischen Transformationen, auch eine aktivitätsbezogene EMG-Auswertung implementiert worden ist. Damit wurde die Möglichkeit geschaffen, komplexe Bewegungen weitgehend automatisiert auswerten zu können. Dies war für die Auswertung der insgesamt 1382 Hebungen, die im Rahmen dieser Untersuchung analysiert wurden, zwingend notwendig. Durch den modularen Aufbau des Programms wird gewährleistet, dass zusätzlich noch andere Verfahren in die Auswertung mit aufgenommen werden können.

Die Bewegung, die mit Hilfe der spektralanalytischen Methode untersucht wird, ist das Heben von Lasten. Das dazu angewandte Testverfahren wurde 1988 von der Arbeitsgruppe um Tom Meyer unter dem Namen PILE-Test (Progressive Isoinertial Lifting Evaluation) publiziert (T. G. Mayer et al., 1988a, 1988b). Bei diesem Test handelt es sich um einen Ausbelastungstest, bei dem Hebevorgänge mit steigenden Lasten durchgeführt werden. Ziel des Tests ist die Bestimmung der Hebekapazität der Teilnehmer. Konzipiert wurde der Test für Rückenpatienten in sogenannten "functional restoration programs for spinal disorders" und dementsprechend wird er auch als diagnostisches Verfahren in Maßnahmen der Therapie von Personen mit Rückenschmerzen (Hildebrandt et al., 2003) eingesetzt. Kritik an der Sicherheit des PILE-Tests wurde schon früh geäußert. In einer Replik zu einer publizierten Kritik von Kahlil et al. (Khalil et al., 1990) nahmen die Autoren des Tests dazu Stellung (T. Mayer et al., 1990) und argumentierten ausschließlich mit statistischen Angaben. So traten, ihres Wissens zufolge, trotz der häufigen Anwendung des Tests (>10.000), für den überwiegenden Teil der Probanden keine körperlichen Beeinträchtigungen nach der Durchführung auf.

Ein Kritikpunkt an dem Testverfahren betrifft das angewandte Bewegungsverhalten, bzw. die Änderungen, die während des Testverlaufs in der technischen Ausführung der Hebungen auftreten. Dies findet keinerlei Berücksichtigung im Versuchsprotokoll. Zahlreichen Studien zufolge hat das Bewegungsverhalten einen wesentlichen Einfluss auf die Belastung der Strukturen besonders im

Bereich der lumbalen Wirbelsäule (Hsiang et al., 1997; Gagnon & Smyth, 1992; MacKinnon & Li, 1998; Lavender et al., 2003; Leskinen et al., 1983; Straker, 2003). Dementsprechend sollten Überlegungen angestellt werden, den PILE-Tests entweder mit Anweisungen zum Bewegungsverhalten zu versehen oder aber zusätzliche Abbruchkriterien wegen möglichen selbstgefährdenden Bewegungsmerkmalen mit in das Versuchsprotokoll aufzunehmen.

In einer fünfjährigen interdisziplinären Evaluationsstudie zu Maßnahmen betrieblicher Gesundheitsförderung (Koch et al., 2009; Dietrich et al., 2008), für die der Autor den trainingswissenschaftlichen Teil verantwortlich leitete, wurde der Test unter anderem wegen eines möglichen Selbstgefährdungsrisikos der Teilnehmer und Teilnehmerinnen nicht in das Diagnose-Instrumentarium aufgenommen. Stattdessen wurde in einer Vorstudie mit über fünfzig Sportstudierenden versucht, die Änderung des Bewegungsverhaltens während der Durchführung dieses Ausbelastungstests zu analysieren (Bryl, 2008; Dietrich et al., 2009). Resümierend kann festgestellt werden, dass Bewegungsänderungen in erheblichem Maße stattfinden. Dies lässt sich generell mit einer nachlassenden Bewegungsaktivität der Rumpfaufrichtung in der initialen Beschleunigungsphase der Hebung, bei gleichzeitiger Zunahme der Kniegelenksaktivität in dieser Phase zusammenfassen.

Daran anknüpfend wird in der hier vorliegenden Studie die komplexe Hebebewegung mittels einer Frequenzanalyse der elektromyographischen Signale untersucht. Dadurch lassen sich Rückschlüsse auf muskuläre Ermüdung einzelner Muskelgruppen unter den Ausbelastungsbedingungen des Tests gewinnen. Dazu werden sechs Muskeln (M. erector spinae, M. gluteus maximus, M. vastus lateralis, M. biceps femoris, M. gastrocnemius und M. biceps brachii) mit der ‚smooth-pseudo-Wigner-Ville-Transformation‘ spektralanalytisch untersucht. Damit wird die Möglichkeit geschaffen, Änderungen im Bewegungsverhalten mit eventuell eintretenden Ermüdungseffekten zu assoziieren.

Es wird deutlich, dass die Studie zwei Themen-Schwerpunkte einschließt. Dies hat sich erst im Laufe der Arbeit ergeben. Die Beschäftigung mit Verfahren zur spektralanalytischen Untersuchung elektromyographischer Signale zeigte, dass es Alternativen zu den klassischen Methoden der Fourier-Transformation gibt. Daraus entwickelte sich ein zusätzlicher methodischer Schwerpunkt der Arbeit. Dementsprechend lässt sich die vorliegende Untersuchung in zwei abgrenzbare Themengebiete unterteilen.

Themenbereiche der Studie

1. Umsetzung eines Verfahrens zur Frequenzanalyse von dynamischen Muskelkontraktionen

2. Anwendung des Untersuchungsverfahrens zur Aufklärung der Änderung des Bewegungsverhaltens bei einem ausbelastenden Hebetest

Daraus ergeben sich für die Arbeit Ziele, die sich den unterschiedlichen Themenbereichen zuordnen lassen.

Die Ziele der Studie

1. Entwicklung und Implementation von Algorithmen zur spektralanalytischen Auswertung von dynamischen Muskelkontraktionen.
2. Untersuchung des Verlaufs lokaler Ermüdung von bewegungsrelevanten Bein- und Rumpfmuskeln bei Hebevorgängen mit zunehmenden Lasten (PILE-Test).
3. Analyse des Zusammenhangs von lokalen Muskelermüdungen und Änderungen im Bewegungsverhalten bei einem Ausbelastungstest zur Bestimmung der Hebekapazität (PILE-Test).

Dazu werden auf der Basis einer Literaturrecherche die muskelphysiologischen Grundlagen elektromyographischer Signale und die Signaländerungen bei muskulärer Ermüdung dargestellt. In einem weiteren Theoriekapitel werden EMG-Messungen vorgestellt, die sich mit dem Thema Heben von Lasten beschäftigen haben.

Im weiteren Aufbau der Arbeit spiegelt sich die thematische Aufteilung wider. Im Methodenteil werden sowohl die spektralanalytischen Methoden, als auch die durchgeführten elektromyographischen, dynamischen und kinematischen Untersuchungen des PILE-Tests erläutert. Auch im Ergebnis- und im Diskussionsteil werden sowohl die Resultate des spektralanalytischen Verfahrens als auch die Untersuchungsergebnisse des Hebetests getrennt aufgeführt. Zum Abschluss werden die Resultate des Hebetests in Bezug auf ein mögliches Selbstgefährdungsrisiko bei der Durchführung ohne Bewegungsanweisungen oder ausführungsbedingtes Abbruchkriterium bewertet.

Teile der vorliegenden Dissertation sind, mit Genehmigung des Promotionsausschusses des Sportinstituts der Humboldt-Universität zu Berlin, vorab auf einer Tagung zur Biosignalverarbeitung in Potsdam im Juli 2008 vorgestellt worden (Dietrich, 2008).

2 Forschungstheoretischer Hintergrund

2.1 Muskelpysiologische Grundlagen elektromyographischer Signale

Die willkürliche Kontraktion der Skelettmuskulatur wird durch die Erregung einzelner Muskelfasern vom zentralen Nervensystem gesteuert. Diese erfolgt über elektrische Impulse, sogenannte Aktionspotentiale, die vom zentralen Nervensystem generiert und zu den Muskelfasern weitergeleitet werden. Die Detektion der Muskel-Aktionspotentiale ist die Grundlage der Methode der Elektromyographie. Dabei werden die Signale üblicherweise mit bipolaren Ableitungen erfasst, d.h. es wird die Spannungsdifferenz zwischen zwei Elektroden in Bezug auf eine Referenzelektrode ermittelt. Erfasst werden dabei die bei der Fortleitung von Aktionspotentialen an der Muskelfasermembran erzeugten Potentialänderungen. Das gemessene EMG-Signal stellt damit ein extrazellulär abgeleitetes Summensignal aller Aktionspotentiale der aktiven motorischen Einheiten dar (Pfeifer et al., 2003).

Ein Aktionspotential entsteht bei überschwelliger Reizung von erregbaren Membranen. Dabei werden spannungsgesteuerte Ionen-Kanäle aktiviert und die Membranleitfähigkeit, d.h. die Durchlässigkeit der Membran, wird zuerst für Natrium-Kanäle (Na^+) und dann für Kalium-Kanäle (K^+) erhöht. Aufgrund unterschiedlicher Zeitkonstanten zeigt das Aktionspotential einen steilen Anstieg (Depolarisation), der von einem längeren Abklingen (Repolarisation) des Spannungswertes gefolgt wird. Wegen des langsamen K^+ -Rückstroms kann es anschließend zu einer Hyperpolarisation, d.h. einer kurzfristigen Unterschreitung des Ruhepotentials, kommen (siehe Abb. 2.1). Nach einem Reiz, der ein Aktionspotential ausgelöst hat, folgt eine gewisse Zeit, in der keine neue Erregung ausgelöst werden kann (Refraktärzeit). So bleibt gewährleistet, dass die elektrischen Informationen durch die einzelnen Aktionspotentiale codiert werden können.

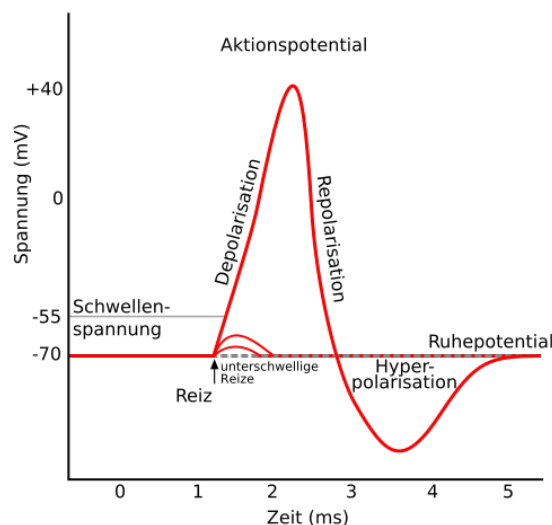


Abbildung 2.1: Charakteristischer Verlauf eines Aktionspotentials

Im nicht ermüdeten Zustand sind die Amplituden und die Dauer der Aktionspotentiale abhängig vom jeweiligen Zelltyp, für diesen jedoch immer gleich. Schon im Jahre 1872 formulierte Ludimar Hermann (Hermann, 1872, zitiert in Golenhofen, 2000) seine „Strömchen-Theorie“, nach der die bei einer Erregung erzeugte Potentialänderung lokale Ströme erzeugt, die in den benachbarten Nervenpartien eine Depolarisation und damit eine neue Erregung auslösen, so dass sich auf diese Weise die Erregung über die ganze Nervenfasern ausbreiten kann. Aufgrund dieser Erregungsleitung kann eine verlustfreie, d.h. unabgeschwächte Fortleitung des Aktionspotentials garantiert werden.

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale hängt von den „Kabeleigenschaften“ und den Erregungseigenschaften der Membran (Dichte und Erregbarkeit der Kanäle) ab. Die einzige Variable, die die Natur bei marklosen Nerven zur Beschleunigung der Erregungsleitung zur Verfügung hat, ist der Faserdurchmesser (Golenhofen, 2000). Mit Vergrößerung des Faserdurchmessers nimmt der innere Längswiderstand proportional ab. Nach dem Core-Conduction-Modell ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Erregung proportional zur Quadratwurzel des Muskelfaserradius (Kossev et al., 1992; Golenhofen, 2000).

Auf dem Weg vom Gehirn zum Zielmuskel werden Aktionspotentiale mit unterschiedlichen Signalparametern benutzt. Neben der Amplitude und der Signaldauer unterscheiden sich vor allem die Beträge der Ausbreitungsgeschwindigkeit um mehrere Größenordnungen. So besitzen Aktionspotentiale auf schnellen markhaltigen Nervenfasern eine Geschwindigkeit von bis zu $120 \frac{m}{s}$

(Golenhofen, 2000; Marées & Mester, 1991). Über die Muskelfaser werden Leitungsgeschwindigkeiten (MFCV) von $2 - 6 \frac{m}{s}$ angegeben (Tidow & Wiemann, 1993; Blijham et al., 2004) und die Weiterleitung in den *t - tubular* beträgt weniger als $0,3 \frac{m}{s}$ (Nakajima & Gilai, 1980).

2.1.1 Erregungsausbreitung über die Muskelfaser

Das Axon eines Motoneurons verzweigt sich im innervierten Muskel und jeder der terminalen Äste bildet mit einer Muskelfaser eine motorische Endplatte zur Erregungsübertragung (Golenhofen, 2000). Durch diesen Übertragungsprozess wird dafür gesorgt, dass ein über den motorischen Nerv eintreffendes Aktionspotential auch in der Muskelfaser wieder ein Aktionspotential auslöst, das sich, ähnlich wie eine Erregung bei marklosen Nerven, rasch von der Endplattenregion aus in beide Richtungen über die gesamte Muskelfaser hinweg ausbreitet.

Über die motorische Einheit werden immer mehrere Muskelzellen aktiviert. Für präzise abgestufte Bewegungen werden eine geringe Zahl von Muskelfasern angesprochen. So wird die Fingerbewegung nur von 5 bis zehn Muskelfasern kontrolliert, wodurch eine genaue Abstufung der Bewegung möglich wird. Demgegenüber ist die Zahlenverteilung in den Muskeln mit größeren Aufgaben anders. In der Rückenstreckmuskulatur sind zum Beispiel einer motorischen Nervenzelle bis zu 2000 Muskelzellen untergeordnet (Markworth, 1998). Die Dauer des Aktionspotentials ist mit $5 - 10 \text{ ms}$ größer als bei den schnelleren Nerven (1 ms) (Golenhofen, 2000). Die Amplitude beträgt etwa 100 mV .

Eigenschaften unterschiedlicher Fasertypen

Es gibt große Differenzen zwischen verschiedenen Muskelzellen bzw. Muskelfasern in Bezug auf Kontraktionsgeschwindigkeit, intrazellulärer Ionentransport, glykolytische versus oxidative Kapazität und Ermüdungsresistenz (Allen et al., 2008; Allen, 2009). Es existieren unterschiedliche Klassifikationen für Muskelfasern. Zur Zeit dominiert eine Einteilung, die auf der Ausprägung der schweren Myosinketten (myosin heavy chain - MHC) beruht.

Eine Charakterisierung der unterschiedlichen Fasertypen mit den entsprechenden Parametern ist in einem Artikel von Tidow und Wiemann (Tidow & Wiemann, 1993) zusammengefasst. Sie ist in Abbildung 2.2 und der dazugehörigen Tabelle 2.3 wiedergegeben.

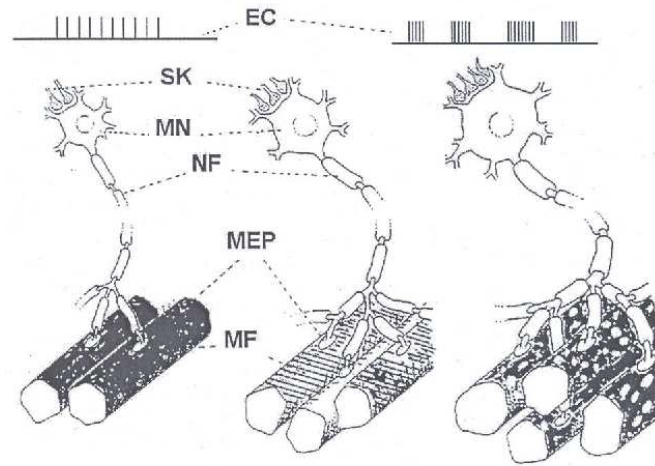


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung unterschiedlicher motorischer Einheiten. EC Entladungsscharakteristik. MEP motorische Endplatte. MF Muskelfaser. MN Motoneuronen. NF Nervenfasern (Axon). SK Synaptische Kontakte. Aus (Tidow & Wiemann, 1993)

In Bezug auf die elektrischen Unterschiede fällt auf, dass die Typ II - Fasern im Vergleich zu den Typ-I-Fasern eine höhere Ausbreitungsgeschwindigkeit auf der Muskelfaser aufweisen. Dieser Befund wird von vielen Untersuchungen bestätigt (Bottinelli & Reggiani, 2000; Sadoyama et al., 1988). Auf Grund metabolischer Unterschiede zeigen die Typ I Fasern eine deutlich höhere Ermüdungsresistenz als die Fasertypen IIa und IIb.

Es kann inzwischen als gesichert angesehen werden, dass für die Faser-Verteilung die genetische Determination von entscheidender Bedeutung ist. Untersuchungen von Johnson et al. (Johnson et al., 1973) belegen eindrucksvoll, dass die meisten Skelettmuskeln des Menschen aus einer relativ ausgewogenen Komposition von motorischen Einheiten (ME) des schnell kontrahierenden und ermüdenden Typs-II wie auch des langsameren, ermüdungsresistenten Typs-I bestehen. Die Hauptbegründung dafür ist in deren nur selten ausschließlich phasischer oder postural-tonischer Alltagsbeanspruchung zu sehen (Maton, 1980).

Die Krafterzeugung bzw. die Regulation des Krafteinsatzes wird über zwei zentralnervöse Mechanismen gesteuert: Rekrutierung und Frequenzierung.

2.1 Muskelpysiologische Grundlagen elektromyographischer Signale

Bezug	Typ I (S)	Typ II a (FR)	Typ II b (FF)
Motoneuron, Durchmesser	ca. 30 μm	40 bis 60 μm	Bis 70 μm
Motoneuron, Erregungsschwelle	niedrig	Mittel	hoch
Nervenfaser, Durchmesser	ca. 9 μm	10 bis 15 μm	ca. 20 μm
Axonale Leitungsgeschwindigkeit	30 – 40 m/s	40 – 90 m/s	70 – 120 m/s
Entladungsfrequenz	bis 30 Imp./s eher kontinuierlich	bis ca. 90 Imp./s	bis 150 Imp./s eher in „bursts“
Muskelfaser-Querschnitt	2000 – 4000 μm^2	2000 – 10000 μm^2	2000 – 10000 μm^2
MF-Leitungsgeschwindigkeit	ca. 2,5 m/s	3 bis 5 m/s	ca. 5,5 m/s
MF-Kraft, Einzelzuckung	70 mg	80 – 90 mg	100 mg
MF-Kraft, tetan. Kontraktion	ca. 140 mg	ca. 400 mg	ca. 700 mg
Ermüdbarkeit	niedrig	mittel	hoch
Kontraktions-Zeit, Einzelzuckung	ca. 100 ms	50 – 90 ms	ca. 40 ms
Kontraktions-Zeit, ball. Kontraktion	ca. 150 ms	80 – 140 ms	ca. 60 ms
Innervationsverhältnis (Axon/Muskelfaser)	1:10 bis 1:500	1:100 bis 1:700	bis 1:1000
Kraft/motorische Einheit	2 – 13 gr	5 – 50 gr	30 – 130 gr

Abbildung 2.3: Tabellarische Zusammenfassung relevanter morphologischer und funktioneller Parameter unterschiedlicher Muskelfasertypen. Aus (Tidow & Wiemann, 1993)

Der Zugriff, bzw. der Einsatz der motorischen Einheiten erfolgt für kontinuierlich steigende Kraftanforderungen nach dem „Größenprinzip der Rekrutierung“ (Henneman et al., 1965a; Henneman et al., 1965b). Dies bedeutet, dass bei einer graduellen Erhöhung der Kraft eines Muskels additiv immer größere Motoneurone mit einem anwachsenden ‚Innervations-Verhältnis‘ (siehe Abb.2.3) aktiviert werden. Bei geringstem Kraftbedarf werden nur wenige ME kleinzelliger Motoneurone aktiviert. Die Aktivierung ist prinzipiell hierarchisch organisiert. Dabei werden die kleinsten motorischen Einheiten zuerst rekrutiert, da sie die relativ niedrigsten Empfindlichkeits-Schwellen besitzen. Wird mehr Kraft benötigt, kommt aufgrund des zentral erteilten ‚stärkeren‘ Befehls eine zunehmende Anzahl weiterer motorischer Einheiten mit zunehmend größeren Alpha-Motoneuronen zum Einsatz.

Der Begriff der Frequenzierung bedeutet die Steuerung der Kraft über eine Änderung der Feuerrate der einzelnen motorischen Einheiten. Diese ist bei kurzzeitiger, konstanter Belastung des Muskels gleichmäßig. Mit zunehmender Kraftentwicklung nimmt die Entladungsfrequenz zunächst zu, bis ein Maximalwert erreicht wird (Person & Kudina, 1972).

2.1.2 Myoelektrische Effekte bei muskulärer Ermüdung

In der Literatur existieren unterschiedliche Auffassungen des Begriffs der ‚muskulären Ermüdung‘. Ursprünglich wurde Ermüdung angesehen als „jede Verringerung der Fähigkeit, Kraft zu produzieren“, unabhängig von der verlangten Kraft in einer spezifischen Situation (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Neuere Ansätze gehen mehr auf den Prozesscharakter der Ermüdung ein. De Luca (De Luca, 1984) beschreibt Ermüdungseffekte, die bereits vor der Verringerung der geforderten Kraftwerte auftreten. So konnte er zeigen, dass es im Verlauf einer andauernden isometrischen Kontraktion des ersten M. *interossei dorsales* zu einer frühen Reduktion der Medianfrequenz als Ausdruck der metabolischen Ermüdung kommt. Demgegenüber wird der Punkt des Abfalls der Kraft als Parameter der kontraktile Ermüdung deutlich später erreicht.

In der vorliegenden Studie wird aufgrund der angewandten Untersuchungsmethode auf die elektrischen Signalveränderungen bei muskulärer Ermüdung fokussiert. Eine detaillierte Beschreibung der metabolischen Veränderungen wird in einem Review-Artikel von Allen zusammengefasst (Allen et al., 2008). Die Frage, die sich stellt, lautet: Ob und in welchem Maße verändert sich die Erregbarkeit der Muskelfaser-Membran und damit die Frequenz, Geschwindigkeit und die Form der Aktionspotentiale, und wie kann das in den EMG-Signalen analysiert werden?

Zahlreiche Untersuchungen haben bestätigt, dass die Änderungen im Oberflächen-EMG-Signal bei muskulärer Ermüdung durch zwei Parameter bestimmt sind. Dies ist zum einen die Amplitude des Signals, das sich aus der Superposition von unterschiedlichen Aktionspotentialen zusammen setzt. Als zweiter Parameter wird die spektrale Zusammensetzung des Leistungsdichtespektrums benutzt, um Effekte der muskulären Ermüdung zu detektieren (Merletti et al., 1990; O’Brien & Potvin, 1997; Larsson et al., 2003).

Dabei ist auffällig, dass die Aussagen zur Änderung der gemittelten Signalamplitude in der Literatur zunächst recht widersprüchlich sind. Es existieren Untersuchungen, die zeigen, dass die Aktivität bei ausdauernden Ermüdungstests zunächst ansteigt (Bigland-Ritchie et al., 1979; G. V. Dimitrov et al., 2008b; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Rahnama et al., 2006; Maton, 1981). Dabei wird von den meisten Autoren angenommen, dass die Erhöhung der Amplitudenwerte der Interferenz-EMG-Signale eine Folge von zentralen nervalen Mechanismen ist, nämlich Rekrutierung, Derekrutierung und Rotation der Rekrutierung von motorischen Einheiten. Es werden mit vermehrter Ermüdung größere motorische Einheiten aktiviert. Das setzt voraus, dass die Rekrutierungskapazität noch nicht ausgeschöpft ist und damit die Möglichkeit besteht, zusätzliche motorische Einheiten zu aktivieren. Dementsprechend sind die Unter-

suchungsdesigns so gewählt, dass die Probanden eine Kraft aufrechterhalten müssen, die im mittleren bis submaximalen Bereich angesiedelt ist.

In der Literatur sind aber auch zahlreiche Untersuchungen zu finden, in denen die Amplitude des EMG-Signals mit fortschreitender Ermüdung abnimmt (Kupa et al., 1995; Merletti et al., 2002; Zijdwind et al., 1995). Auch Gerdle und Mitarbeiter konnten nachweisen (Gerdle et al., 2000), dass die Amplitude des EMG-Signals bei 100 isokinetischen Knieextensionen mit zunehmender Dauer abfällt. Bei einer Untersuchung von Hultmann und Mitarbeitern (Hultman & Sjöholm, 1983) zeigte sich, dass sich nach einem durch elektrische Stimulation durchgeführten Ermüdungsversuch sowohl die Amplitude als auch der Betrag der Kraft reduzierten.

Die Auswertung spektraler Parameter zeigt im Gegensatz zur Analyse der Signalamplituden eine deutlich höhere Validität in Bezug auf Ermüdungseffekte (G. V. Dimitrov et al., 2008b; Gerdle et al., 2000). Es besteht die einhellige Meinung, dass Ermüdungsvorgänge zu einer Linksverschiebung des Leistungsdichtespektrums, d.h. hin zu kleineren Frequenzen führen. Dies wird übereinstimmend von einer Vielzahl von Autoren und Autorinnen bestätigt (De Luca, 1984; Kupa et al., 1995; Gerdle et al., 2000; Potvin, 1997; Stulen & DeLuca, 1981; Vydevska-Chichova et al., 2007). Dieser Effekt tritt sowohl für stimulierte Ermüdungsuntersuchungen, als auch für willentliche Ermüdungsprozeduren auf (Bigland-Ritchie et al., 1979).

In einer Studie zu den Effekten muskulärer Ermüdung für konzentrische und exzentrische Muskularbeit konnte Potvin (Potvin, 1997) zeigen, dass die Effekte des Aktivitätszuwachses verbunden mit einer Reduktion der mittleren Frequenz (MNF) für beide Arbeitsweisen auftreten. Es zeigte sich jedoch ein verhältnismäßig größerer Amplitudenzugewinn im ermüdeten Zustand für die überwindende Arbeitsweise, während der Betrag der Frequenzverschiebung zu geringeren Frequenzen keinen Unterschied zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelaktivität zeigte. Eine deutlich größere mittlere Aktivität für konzentrische im Vergleich zu exzentrischen Muskelaktivitäten konnte auch von Linnamo und Mitarbeitern festgestellt werden (Linnamo et al., 2002).

Es stellt sich die Frage, warum es bei muskulärer Ermüdung zu einer Linksverschiebung der spektralen Zusammensetzung des EMG-Signals kommt. Dazu werden in der Literatur unterschiedliche Einflüsse benannt. Ein wesentlicher Effekt wird durch die Verringerung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit bei andauernder Muskelkontraktion beschrieben (Lindstrom et al., 1970; Juel, 1988; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Masuda et al., 1999; Merletti et al., 1990). Der Einfluss der Muskelfaserleitgeschwindigkeit (MFCV) auf die spektralen Parameter mittlere Frequenz(MNF) oder Medianfrequenz (MDF) der EMG-Spek-

tren lässt sich durch den Messprozess der Oberflächen-Elektromyographie verdeutlichen. Das einzelne Aktionspotential läuft an beiden Elektroden mit einer konstanten Geschwindigkeit (MFCV) vorbei. Das resultierende Differenzsignal wird durch die Form und den Laufzeitunterschied zwischen den Elektroden bestimmt (Farina et al., 2004). Mit fallender Geschwindigkeit und Verbreiterung des AP entsteht ein bipolares Signal mit geringerer Frequenz (siehe dazu Simulation Kap. 3.1.7). Die Änderung der Form der Aktionspotentiale durch unterschiedliche Ermüdungsprotokolle ist in Abbildung 2.4 zu sehen.

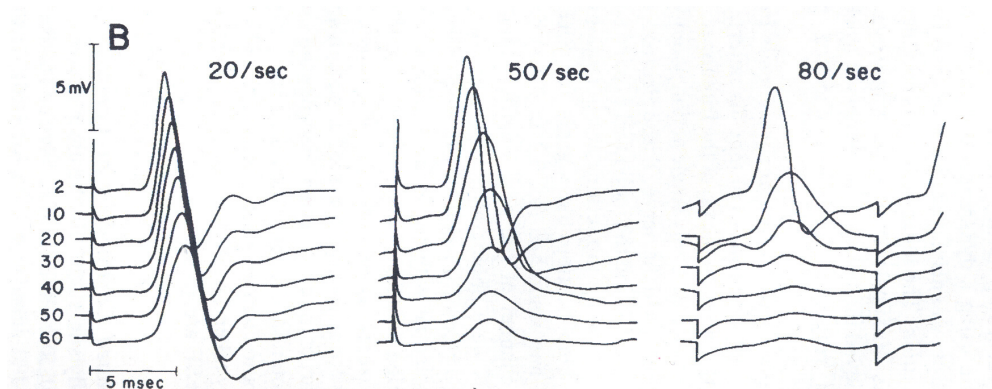


Abbildung 2.4: Veränderung der Aktionspotentiale nach stimulierter Ermüdung mit unterschiedlichen Frequenzen. Die Abstände zwischen den Aufnahmen betragen 10 s. Abb. aus (Bigland-Ritchie et al., 1979)

Die Arbeitsgruppe um Solomonow publizierte Ergebnisse, nach denen bei Ermüdungsversuchen ein linearer Zusammenhang zwischen dem Betrag der Ausbreitungsgeschwindigkeit und der Medianfrequenz im EMG-Spektrum besteht (Solomonow et al., 1990). Dies wird von anderen Autoren bestätigt (Stulen & DeLuca, 1981). Es existieren jedoch auch Aussagen von Autoren, die keinen linearen Zusammenhang zwischen den beiden Parametern gefunden haben. (Broman et al., 1985; Dimitrova & Dimitrov, 2003; Merletti et al., 1990). Die Arbeitsgruppe um Dimitrov führt diesen fehlenden Zusammenhang auf eine zusätzliche Veränderung der Form der Aktionspotentiale auf Grund muskulärer Ermüdung zurück (G. Dimitrov et al., 2008a). Eine Verbreiterung der elektrischen Pulse hat eine Reduktion der Medianfrequenz zur Folge. Eine Verbreiterung der Aktionspotentiale, die mit einer Verringerung der Signalamplitude einher geht, wird von mehreren Autoren (Bigland-Ritchie et al., 1979; Lännergren & Westerblad, 1986) beschrieben. Untersuchungen und Simulationen deuten darauf hin (G. V. Dimitrov et al., 2008b; Balog et al., 1994; G. Dimitrov et al., 2008a), dass der Einfluss der Verlängerung der Signaldauer einen größe-

ren Effekt auf die Spektren besitzen, als dies durch die Reduktion der Ausbreitungsgeschwindigkeit geschieht. Der Einfluss der Ermüdung auf die Form der Aktionspotentiale ist in Abbildung 2.5 dargestellt.

Im Gegensatz zu den peripheren Effekten wie Ausbreitungsgeschwindigkeit, Amplitude und Pulsbreite der Aktionspotentiale zeigen die zentralen Effekte der Ermüdung, wie Rekrutierung und Frequenzierung keine oder nur geringe Auswirkung auf die EMG-Spektren. Aufgrund der bipolaren Ableitung des Oberflächen-EMG Signals ist dies auch nicht zu erwarten. Dies konnte durch Resultate von Computersimulationen unterstützt werden (G. V. Dimitrov et al., 2008b). Auch Solomonow et al. (Solomonow et al., 1990) bestätigten die Vermutung, dass eine Veränderung der Feuerraten bereits aktiver motorischer Einheiten nur einen sehr kleinen Effekt auf die Medianfrequenzen haben, solange der Muskel nicht ermüdet ist. In diesem Fall führt eine zusätzliche Erhöhung der Rekrutierung schnellerer Motoneurone zu einer Erhöhung der Medianfrequenz des Spektrums.

Eine Reduktion bzw. Anpassung der Feuerfrequenz der Motoneurone bei muskulärer Ermüdung wird von mehreren Autoren als zentrale Regelung zur Gewährleistung der größtmöglichen Kraftgenerierung gesehen. Von Allen (Allen et al., 2008) wird dieses Phänomen mit dem Begriff „muscle wisdom“ beschrieben. In Stimulationsversuchen des Muskels *M. adductor pollicis* konnte diese Strategie des zentralen Nervensystems auf beeindruckende Weise bestätigt werden (Bigland-Ritchie et al., 1979). Die Erklärung dieses Effektes benennt die Vermeidung von Einbrüchen bei der Fortleitung von Aktionspotentialen über die Muskelfasern als Ursache.

Eine weitere Einflussgröße auf die spektrale Zusammensetzung des EMG-Signals ist durch das Verhältnis unterschiedlicher Fasertypen gegeben. So konnten Vydevska et al. zeigen (Vydevska-Chichova et al., 2007), dass die Ermüdung bei TypII-Fasern von höherer Änderungsrate bezüglich Ausbreitungsgeschwindigkeit, AP-Dauer und Medianfrequenz gekennzeichnet ist. Die Änderungen der Form-Parameter für Aktionspotentiale unterschiedlicher Fasertypen sind in Abbildung 2.5 zu sehen. In Bezug auf die Änderung der Medianfrequenz für unterschiedliche Muskelfasern wurden Artikel mit ähnlichen Ergebnissen publiziert (Kupa et al., 1995; Vukova et al., 2008). Begründet wird das unterschiedliche Verhalten mit der entsprechenden Energiebereitstellung und anderen physiologischen Parametern, die in Tabelle 2.3 (S. 9) zusammengestellt sind.

Zur Detektion von Effekten der lokalen Ermüdung bei dynamischen Muskelkontraktionen wird in dieser Arbeit das Heben von Lasten untersucht. Dazu wird im folgenden Kapitel der Einsatz der Methode der Elektromyographie

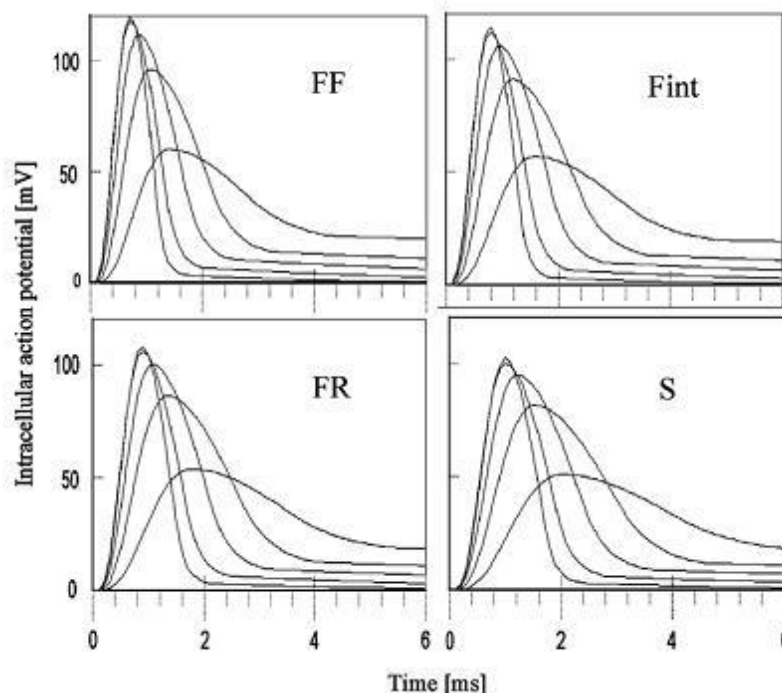


Abbildung 2.5: Änderung der Aktionspotentiale für unterschiedliche Fasertypen mit zunehmender Ermüdung. (FF:fast fatigable, FR: fast-twitch fatigue resistant, Fint:fast-twitch intermediate; S: slow-twitch) (Abb. aus (G. Dimitrov et al., 2008a))

sowohl für die amplituden- als auch die frequenzabhängigen Parameter beschrieben.

2.2 Elektromyographische Untersuchungen zum Heben von Lasten

Untersuchungen von Hebevorgängen beruhen auf dem Interesse der Arbeitsergonomie, Belastungen speziell im Bereich der Lendenwirbelsäule quantifizieren und bewerten zu können. Epidemiologische Studien legen den Schluss nahe, dass mechanische Belastungen der Lendenwirbelsäule neben psychosozialen Stress einen wichtigen Beitrag zu berufsbedingten Rückenschmerzen liefern (Andersson, 1981; Pope et al., 2002; Bigos et al., 1991). So konnten Marras und Mitarbeiter (Marras et al., 1993) anhand einer Untersuchung an über 400 Personen aus industriellen Berufen zeigen, dass im wesentlichen fünf Va-

riablen dazu beitragen, die ausgeführten Tätigkeiten in eine ‚Risikogruppe‘ in Bezug auf das Auftreten von Rückenschmerzen einzuordnen. Dazu gehören neben der Frequenz der Hebungen und dem Betrag des Lastmoments auch die laterale und rotatorische Rumpfgeschwindigkeit, sowie die Größe des Rumpfeinigungswinkels.

Um die Gesundheit von gewerblich tätigen ArbeitnehmerInnen zu gewährleisten und somit die hohen Kosten aufgrund von Arbeitsausfall und medizinischer Behandlung von Rückenschmerzen zu reduzieren, wurden in den USA vom „National Institut for Occupational Safety and Health“ (NIOSH) Sicherheitshinweise im Umgang mit Gewichten, die von Hand bewegt werden müssen, erstellt. Ähnlich entstand für die Europäische Gemeinschaft eine Verordnung über „Sicherheit und Gesundheitsschutz bei der manuellen Handhabung von Lasten“ (Arbeitsschutzgesetz, 1996). So wurde eine Vielzahl von biomechanischen Modellen und Verfahren zum Detektieren von gesundheitsschädigenden Faktoren des Hebens entwickelt.

Elektromyographische Untersuchungen werden generell in Verbindung mit kinematischen oder dynamischen Analysen durchgeführt. EMG-Messungen wurden aber auch im Rahmen von Magnet-Resonanz-Spektroskopie-Methoden (Scholle et al., 2001) oder Ergo-Spirometrie eingesetzt (Welbergen et al., 1991).

Die ersten Veröffentlichungen von EMG-Untersuchungen mit Nadelelektroden erschienen bereits Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts (Adrian & Bronk, 1929). Untersuchungsgegenstand war zunächst die zeitliche Aktivitätsbestimmung von Muskelkontraktionen bei unterschiedlichen Körperhaltungen. So konnten Floyd und Silver bereits 1955 nachweisen, dass ein Zusammenhang zwischen Haltungsvarianten und der Größe der Muskelaktivitäten der Rumpffextensoren besteht (FLOYD & SILVER, 1955). Außerdem konnten sie zum ersten Mal das Flexion-Relaxation-Phänomen beschreiben, welches in späteren Arbeiten weiter untersucht worden ist (Hart et al., 1987; Holmes et al., 1992; Vakkos et al., 1994). Es handelt sich dabei quasi um ein „Abschalten“ des M. erector spinae bei Flexion des Rumpfes in einer kyphotischen Haltung der Lendenwirbelsäule.

Mit neueren, vorwiegend spektralanalytischen Methoden wurde versucht ermüdungsbedingte Änderungen von Messparametern mit unterschiedlichen Ergebnissen bei ‚Gesunden‘ und Personen, die an unspezifischen Rückenschmerzen leiden, in Verbindung zu bringen (De Luca, 1993). Dahinter stehen die Bemühungen, prädiktive Faktoren für die Entstehung von Rückenschmerzen zu finden.

In den folgenden Kapiteln werden einige EMG-Untersuchungen vorgestellt, die sich zunächst mit der Analyse von amplitudenbezogenen und später mit

der Analyse frequenzbezogener Messmethoden befassen. Der inhaltliche Schwerpunkt liegt dabei auf dem Bereich der wiederholenden Hebungen, d.h. Hebungen, die mit einer lokalen muskulären Ermüdung einhergehen.

2.2.1 Untersuchungen amplitudenbezogener Messwerte

In einer Untersuchung (Freivalds et al., 1984) zur Bewertung von Hebevorgängen mit maximalen Lasten wurde neben kinematischen und dynamometrischen Methoden auch die Oberflächen-Elektromyographie eingesetzt. Anhand eines dynamischen biomechanischen Modells wurden die Belastungen in Form von Momenten und Kompressionskräften am LWS-Übergang von L5-S1 bestimmt. Dabei zeigte sich eine Zunahme der Belastung an der LWS bei zunehmenden Lasten. Korrelationsrechnungen bestätigten den berechneten Verlauf der Bodenreaktionskraft mit den gemessenen Kraftwerten. Die durchgeführte EMG-Untersuchung diente dazu, das entwickelte biomechanische Modell zu validieren. Es zeigte sich mit zunehmender Last eine Erhöhung der Muskelaktivität des M. erector spinae. Für das EMG-Signal konnte ebenfalls eine signifikante Korrelation mit der berechneten Kompressionskraft bei L5/S1 festgestellt werden. Die Autoren folgerten daraus, dass die Aktivierung der Rückenextensoren direkte Hinweise auf die Kompressionskraft innerhalb der LWS während dynamischer Hebevorgänge zulässt.

An dieser Stelle muss jedoch hinzugefügt werden, dass lediglich für isometrische Muskelkontraktionen im submaximalen Bereich ein linearer Zusammenhang zwischen der Kraft und der Aktivität von EMG-Signalen besteht. Dies beruht auf der Tatsache, dass die generierte Muskelkraft neben der Aktivierung auch von der Muskellänge und der Kontraktionsgeschwindigkeit abhängt. Zudem kann die lokale Ermüdung ebenfalls einen Einfluss auf die Amplitude der EMG-Signale haben (siehe Kap. 2.1.2).

Ein Schwerpunkt des Einsatzes elektromyographischer Untersuchungsmethoden bilden die Aufklärung und die Analyse von Koordinationsmustern von Muskelaktivitäten. Aufgrund unterschiedlicher Einflussfaktoren (z.B. Elektrodenposition, Unterhautfettgewebe, Fasertypen etc.) ist sowohl für intra- als auch interpersonelle Aktivitätsvergleiche eine Amplitudennormierung notwendig. Dies wird in einem Artikel von De Luca (De Luca, 1993) ausführlich beschrieben.

Eine Arbeit, die die Aktivitäten von sechs Rumpf- bzw. Hüftmuskeln während des Hebevorgangs in zwei unterschiedlichen Haltungen untersucht, wurde von der Arbeitsgruppe um Vakos veröffentlicht (Vakos et al., 1994). Ziel der

Untersuchung war die Klärung der Frage, welche Muskeln zu welchen Zeiten aktiviert werden und ob sich Unterschiede zwischen Hebungen aus einer kyphotischen oder lordotischen Haltung der Lendenwirbelsäule in der Startposition ergeben.

Die Probanden hatten die Aufgabe, eine Kiste mit einem Gewicht von 157 N mit Hilfe der ‚Beinhebetechnik‘¹ (squat lifts) dreimal für die jeweilige Starthaltung zu heben. Zur Auswertung wurde der Hebezyklus in vier gleiche Zeitintervalle geteilt. Es ergaben sich zwar interindividuelle Unterschiede, jedoch zeigte nur der M. erector spinae einen signifikanten Unterschied in Bezug auf die beiden unterschiedlichen Haltungen. Die Aktivität in der Hebung mit geradem Rücken (Lordose) ist im ersten Viertel der Bewegung deutlich größer als mit der kyphotischen Haltung ‚Rundrücken‘. Dies ist eine wichtige Beobachtung, zeigt sie doch gerade in der Initialphase des Hebevorgang, in der die größten Kräfte auf die lumbale Wirbelsäule wirken (Freivalds et al., 1984), eine Inaktivität des M. erector spinae für die ‚Rundrücken-Variante‘. Die Autoren deuten diese Inaktivität als eine Verminderung der Stabilität der Wirbelsäule in der Initialphase. Dieser Effekt wurde von Hart (Hart et al., 1987) als ‚hanging in ligaments‘ bezeichnet, womit der funktionale Zusammenhang und das damit verbundene Selbstgefährdungsrisiko deutlich beschrieben ist.

Ähnliche Ergebnisse erzielte eine amerikanische Forschergruppe, die die Aktivität des M. erector spinae während zehn Hebungen einer unbeladenen Milchkiste in den oben beschriebenen Bewegungstechniken untersuchte (Holmes et al., 1992). Die Resultate zeigen, dass es keine Unterschiede für die Momente am Drehzentrum der Rumpfflexion an der Position L3 gibt. Die ebenfalls beschriebene Inaktivität des M. erector spinae in der kyphotischen Haltung entspricht dem von Floyd (FLOYD & SILVER, 1955) beobachteten Flexions-Relaxations-Phänomen (FRP). Die Durchführung des Tests mit einer Last von 13,6 kg zeigt eine Verlängerung des FRP. Dies unterstützt die Aussage, dass der Effekt nicht last- sondern haltungsgesteuert ist.

Der Versuch, die myoelektrische Aktivität mit der subjektiv wahrgenommenen Anstrengung in Verbindung zu bringen, zeigte keinen Erfolg (Hagen & Harms-Ringdahl, 1994). Zehn erfahrene Waldarbeiter hatten die Aufgabe, Hebungen mit submaximalen Lasten in unterschiedlichen Kombinationen Last/Frequenz mit der ‚Squat-‘ und ‚Stoop-‘-Technik² durchzuführen. Als Zielvariable wurde die subjektive Belastung (RPE) nach der Borg-Skala (Borg, 1962) getrennt für die Oberschenkel und den unteren Rücken gewählt. Die normalisierten Aktivitäten (%MFC) für den M. vastus lateralis waren für die Beinhebetechnik signi-

¹Eine Einteilung in verschiedene Hebetypen wurde von Tidow vorgenommen (Tidow et al., 1999)

²squat-lifting \equiv ‚Beinhebetechnik‘; stoop-lifting \equiv Rumpfhebetechnik

fikant höher als die der Rumpfhebetechnik. Für den M. biceps femoris ergaben sich signifikant höhere Amplituden für die stoop-Technik. Für den M. gluteus maximus und den M. erector spinae konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Hebetechniken festgestellt werden.

Die EMG-Werte zeigten keinen Zusammenhang mit den erfragten subjektiven Belastungen. Dies war auch für die ermittelten Lastmomente und aufgenommenen kardiovaskulären Parameter der Fall. Gerade für den lokalen Bereich ‚unterer Rücken‘ können die physiologischen Daten nicht mehr als 25% Varianzaufklärung für den Parameter RPE beitragen.

Ein weiteres Anwendungsfeld der amplitudenbezogenen EMG-Analyse ergibt sich aus der Möglichkeit ‚Normalpersonen‘ und Rückenpatienten in ihrem Bewegungsverhalten beim Heben von Lasten und das dabei gezeigte neuronale Aktivierungsmuster zu vergleichen. Das ist der Untersuchungsansatz, den Larivière und Mitarbeiterinnen (Larivière et al., 2002) wählten. Den Probanden wurde als Testaufgabe lediglich mitgeteilt, dass sie eine Kiste (12 kg - ohne Griffe) in der für sie bequemsten Weise heben und wieder absetzen sollten. Als wesentliche Ergebnisse heben die Verfasser hervor, dass die von den beiden Subgruppen benutzten Hebetechniken sich nicht voneinander unterscheiden, wohl aber die dabei abgerufenen elektrischen Aktivierungsmuster. Im Vergleich zu ‚Normalpersonen‘ wiesen Rückenpatienten im Thorakalbereich eine stärkere Aktivierung, im Lumbalbereich jedoch eine schwächere Aktivierung auf. Die Autoren erklären diesen Unterschied mit dem Versuch der Rückenpatienten die Belastung auf den lumbalen Bereich der Wirbelsäule möglichst gering zu halten. Kompensatorisch wird dafür die Aktivität im thorakalen Bereich erhöht.

In zwei Studien von Scholz (Scholz et al., 1995; Scholz & McMillan, 1995) werden kinematische und elektromyographische Untersuchungsmethoden eingesetzt, um Änderungen im Bewegungsverhalten beim Heben von Lasten mit steigenden Gewichten zu analysieren. An der Untersuchung nahmen 15 Industriearbeiter teil, die die Vorgabe bekamen, die Lasten aus den Beinen heraus, d.h. mit der Squat-Technik zu heben. Die Lasten wurden individuell ermittelt und umfassten jeweils 15% – 75% der maximalen Hebekapazität. Es zeigte sich, trotz der Bewegungsvorgabe, eine Änderung im Bewegungsverhalten mit zunehmenden Lasten. Dabei kam es zu einer Verschiebung der relativen Bewegungsphasen von Knie und lumbaler Wirbelsäule. Die Aktivität der lumbalen Wirbelsäule verschob sich dabei signifikant nach hinten, d.h. die Phasenverschiebung zur Bewegungsaktivität im Kniegelenk nahm zu. Dieser Befund wurde auch für die EMG-Signale des M. erector spinae beobachtet. Die Aktivität des M. vastus lateralis zeigte hingegen ein konstantes Zeitverhalten mit

zunehmenden Lasten. Für die Hälfte der Probanden zeigte sich als charakteristisches Bewegungsmerkmal eine geringe Zunahme des Flexionswinkels des Rumpfes in der Anhebephase der Bewegung.

2.2.2 Spektralanalytische Untersuchungen von isometrischen Muskelkontraktionen

Seit Anfang der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts wurden Methoden entwickelt, um die elektromyographischen Signale spektralanalytisch untersuchen zu können. Entscheidend hat dazu die Einführung der digitalen Signalverarbeitung auf Mikroprozessor gesteuerten EMG-Systemen beigetragen (Ladegaard, 2002).

Spektralanalytische EMG-Untersuchungen beschränkten sich zunächst auf isometrische Muskelkontraktionen. Diese Beschränkung beruht auf dem Einsatz von mathematischen Algorithmen, die spezielle Anforderungen an die Signaleigenschaften stellen (siehe dazu Kap. 3.1.1). Für isometrische Muskelkontraktionen wird angenommen, dass die Stationarität des Signals ausreicht, um einen Einsatz der klassischen Fouriertransformation zu rechtfertigen (Merletti et al., 1992).

Eine Vorreiterrolle beim Einsatz dieser neuen EMG-Methode spielte die Arbeitsgruppe um Carlo De Luca. Aus ihren Reihen kamen auch die ersten Versuche, eine Validierung der Anwendung von spektralanalytischen Parametern als objektive Messmethode der Funktion von Rumpfektensoren für die Gruppe der chronischen Rückenschmerzpatienten zu erreichen.

In einer Veröffentlichung der Gruppe (Roy et al., 1989) wurde bilanziert, dass mit der Analyse der lokalen Ermüdung im Bereich der lumbalen Wirbelsäule Trefferquoten von über 90% zur Identifizierung sowohl der Personen mit Rückenschmerzen als auch der ‚Gesunden‘ erreicht wurden. Dazu mussten die Probanden jeweils drei isometrische Muskelkontraktionen mit 40%, 60%, und 80% ihrer maximalen Kraftfähigkeit (MVC) über einen Zeitraum von bis einer Minute aufrecht erhalten. Als Messparameter wurden der Initialwert (IMF) und die Steigung des Verlaufs der Medianfrequenz für sechs EMG-Elektroden benutzt. Die Aktivierung der Muskeln zeigt für die unterschiedlichen Kraftniveaus ‚Ermüdungsmuster‘, die sich für die beiden Subgruppen unterscheiden. Dabei zeigt die Gruppe der Rückenschmerzpatienten eine geringere Initialfrequenz IMF und eine größere Ermüdungsrate im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Vier Jahre später veröffentlichte De Luca einen Artikel (De Luca, 1993), in dem er den gewählten Ansatz zur Evaluation der Muskelfunktionen für die Rumpfflexoren nochmals erläuterte und verteidigte. Er zeigte an Hand von vier durchgeführten Untersuchungen die Erfolge der spektralanalytischen Messmethode, mit deren Hilfe es gelingt, eine Klassifizierung von Subgruppen (Rückenschmerzpatienten und Personen ohne Rückenschmerzen) mit einer hohen Wahrscheinlichkeit (>84%) zu erreichen.

Der Einsatz spektralanalytischer Methoden zur Auswertung von sich wiederholenden Hebeversuchen wurde in Form von isometrischen Muskelkontraktionen gemessen. In einer Studie zur Untersuchung der Ermüdung der Rückenmuskeln ließen Dolan und Adams 17 Probanden 100 Hebungen mit einer Last von 10 kg durchführen (Dolan & Adams, 1998). Zur Diagnose der Ermüdung des M. erector spinae wurde direkt vor und nach den Hebevorgängen eine Messung der isometrischen Muskelkontraktionen bei gleichem Kraftaufwand wie bei den Hebungen durchgeführt. Zur Bestimmung der Medianfrequenz (vgl. Kap. 3.1.5) wurde die Fast-Fourier-Transformation mit 1024 Abtastwerten eingesetzt. Die Ergebnisse werden von den Autoren folgendermaßen zusammengefasst: Die berechneten maximalen Flexionsmomente steigen im Verlauf des ermüdenden Hebens signifikant an. Die Medianfrequenz verringert sich dabei lediglich um 5,5% ($p = 0,042$). Schließlich begründeten sie die geringe Korrelation zwischen den Änderungen der beiden Messparameter mit methodischen Beschränkungen und beendeten den Artikel mit der Aussage: „...new methods may be required to measure fatigue in dynamically contracting muscle“.

2.2.3 Spektralanalytische Untersuchungen von dynamischen Muskelkontraktionen

Im Jahre 1998 erschien in der Zeitschrift ‚Journal of Electromyography and Kinesiology‘ ein Artikel, der einen neuen methodischen Ansatz zur Analyse von dynamischen Muskelkontraktionen vorstellte (Roy et al., 1998). Der Ansatz basierte auf einer Transformation der sogenannten Cohen-Klasse. Dieser Ansatz wird auch in der vorliegenden Arbeit verfolgt (vgl. Methodenteil Kap. 3.1.2). Vergleiche zwischen statischen und dynamischen Muskelkontraktionen (wiederholendes Heben) zeigten unterschiedliche Verläufe für das Ermüdungsverhalten. Für die dynamischen Kontraktionen zeigte sich ein nicht-linearer und deutlich komplexerer Verlauf der momentanen Medianfrequenz. Im Gegensatz zu einem linearen Abfall der Medianfrequenz bei andauernden statischen Kontraktionen zeigen sich für dynamische Muskelkontraktionen neben Phasen kontinuierlicher Verringerung auch Phasen, in denen die momentane Median-

frequenz stagniert oder sogar wieder ansteigt. Die Autoren vermuteten, dass dies einer komplexen Strategie der Ermüdung und Erholung geschuldet ist.

In einem Artikel von Knaflitz und Bonato (Knaflitz & Bonato, 1999) wurde die Choi-Williams-Transformation benutzt (vgl. (Roy et al., 1998)), um den Aktivierungsverlauf des M. multifidus bei wiederholtem Heben einer Kiste (Last 10% der einmaligen statischen Kraft der Rumpffextensoren) über einen Zeitraum von drei Minuten zu erfassen. Es zeigte sich generell ein abfallender Verlauf, der aber von kurzen Phasen der Frequenzerhöhung unterbrochen wird. Als Begründung wiederholten die Autoren die Hypothese einer partiellen metabolischen Erholung (vgl. (Roy et al., 1998)).

In einer weiteren Arbeit wurde die Analyse von dynamischen Muskelkontraktionen bei ermüdenden Hebevorgängen in Verbindung mit Änderungen im Hebeverhalten analysiert (Bonato et al., 2003). Die Probanden hatten die Aufgabe, eine moderate Last ($10\% \text{statische } F_{max}$) 4,5 Minuten mit einer vorgegebenen Frequenz von Knie- bis Hüfthöhe zu heben und wieder abzusetzen. Vor und nach dem Hebeversuch wurde die maximale statische Rumpfkraft gemessen. Von den sieben paarigen EMG-Ableitungen (rechte/linke Körperseite) zeigten lediglich die Frequenzwerte (IMDF) der lumbalen Rückenmuskeln einen signifikanten Abfall. Mit Hilfe einer Korrelationsanalyse konnten lediglich signifikante Zusammenhänge zwischen einigen lumbalen IMDF-Werten und der subjektiven Einschätzung der Belastung (Borg-Skala) gefunden werden. Keine Zusammenhänge bestehen hingegen mit den zusätzlich durchgeführten, 30 Sekunden andauernden, statischen Hebetests bei $80\% F_{max}$. Auch hier wird deutlich, dass die Verläufe der Medianfrequenzen für isometrische und dynamische Muskelkontraktionen stark voneinander abweichen. Korrelationen zwischen lumbalen IMDF-Werten und den biomechanischen Messwerten ergaben sich für das Bewegungsausmaß (ROM) des Hüftgelenks und der Rumpfbewegung sowie für die berechneten Scherkräfte an den Wirbelkörpern L4-L5. Parallel zu diesem erschien ein zweiter Artikel, der die Reliabilität der eingesetzten spektralanalytischen Methode prüfte (Ebenbichler et al., 2002). Dabei wurden für zwei Wiederholungen, eine am gleichen Tag und eine Woche später, hohe Intra-Class-Korrelationskoeffizienten von 89.5% für den M. vastus lateralis bis 99.0% für den M. biceps femoris festgestellt. Die Autoren zogen daraus den Schluss, dass die Methode der Zeit-Frequenz-Verteilung der Cohen-Klasse geeignet erscheint, um muskuläre Ermüdung für alltägliche dynamische Bewegungen, wie das Heben, zu erfassen.

Neben den hier vorgestellten spektralanalytischen Methoden sind noch andere Ansätze zur Untersuchung von dynamischen Muskelkontraktionen entwickelt worden. Diese wurden jedoch nicht im Zusammenhang mit dem Heben und

Tragen von Lasten angewandt. Eine Erläuterung dieser Methoden ist in Kapitel (Kap. 3.1.1) zu finden.

2.3 Spezielle Fragestellungen und Hypothesenbildung

Aufgrund der Vorkenntnisse aus der Literatur lassen sich für die Untersuchung des PILE-Tests Arbeitshypothesen ableiten. Dies bezieht sich sowohl auf die ermüdungsrelevanten elektromyographischen als auch auf die kinematischen Analysen.

Zusätzlich Hinweise konnten aufgrund einer kinematischen Voruntersuchung (Bryl, 2008; Dietrich et al., 2009) und einer Pilotstudie an einem Probanden, die am Institut für Sportwissenschaft durchgeführt wurde, gewonnen werden. In Bezug auf die spektralanalytischer Parameter relevanter Muskeln zum Heben von Lasten zeigten sich bei der Pilotstudie lediglich für die Rumpfextensoren signifikante Änderungen. Für die ermüdungsbedingten Änderungen werden zwei Hypothesen angenommen

Hypothese 1 *Der Rückenextensor (M. erector spinae) zeigt eine signifikante Ermüdung, repräsentiert durch eine Verschiebung hin zu niedrigeren Frequenzen im EMG-Signal.*

Die zweite zu prüfende Hypothese bezieht sich auf die spektralanalytische Untersuchung eines repräsentativen Muskels der Beinextensoren

Hypothese 2 *Der Beinstrecker (M. vastus lateralis) zeigt keine signifikante Ermüdung während der Durchführung des PILE-Testes.*

In der dritten Hypothese geht es um eine qualitative Aussage zu den Ursachen der beobachteten Änderungen im Bewegungsverhalten im Verlauf des durchgeführten ausbelastenden Hebetests. Über Korrelationsrechnungen wird nachgeprüft, ob ein Zusammenhang zwischen den Ergebnissen der Ermüdungsanalyse und den beobachteten kinematischen Änderungen besteht.

Hypothese 3 *Das Ermüdungsverhalten des M. erector spinae, quantifiziert durch die Differenz der Medianfrequenz zwischen Start- und Schlussintervall korreliert mit den Änderungen im Bewegungsverhalten, welches durch die Änderung der prozentualen Bewegungsamplitude des Rumpfs in der Initialphase festgelegt wird.*

3 Methodik

3.1 Spektralanalytische Methoden

3.1.1 Grundlagen der Zeit-Frequenz-Verteilung und algorithmische Verfahren

Das grundlegende Ziel einer Signalbeschreibung durch eine Zeit-Frequenz-Verteilung $x(t, \omega)$ besteht darin, eine gemeinsame Funktion der Variablen Zeit t und Frequenz ω zur Verfügung zu stellen, die den Energiegehalt bzw. die Intensität des Signals $s(t)$ zugleich im Zeit- als auch im Frequenzbereich wiedergibt (Cohen, 1989).

Idealerweise sollte eine Integration über den Frequenzparameter $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ die momentane Intensität des Signals $|s(t)|^2$ ergeben

$$|s(t)|^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(t, \omega) d\omega \quad (3.1)$$

und eine Integration über den Zeitparameter t das Energiedichtespektrum $|S(\omega)|^2$

$$|S(\omega)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} X(t, \omega) dt \quad (3.2)$$

Der Faktor in Gleichung (3.1) dient zur Normierung der gesamten Energie auf eins (Cohen, 1989). Die Gesamtenergie setzt sich aus der doppelten Integration der Zeit-Frequenz-Verteilung zusammen

$$E = \iint_{-\infty}^{\infty} X(t, \omega) dt d\omega \quad (3.3)$$

Für spektralanalytische Untersuchungen von elektromyographischen Signalen wurde traditionell die Fourier-Transformation (FT) eingesetzt (Potvin, 1997; Mannion & Dolan, 1996; Roy et al., 1989). Die Anwendung der FT wird jedoch durch Voraussetzungen an die Signaleigenschaften eingeschränkt. Als ein

wichtiges Kriterium muss die Stationarität der untersuchten Signale gewährleistet sein. Dies ist im allgemeinen für isometrische Muskelkontraktionen erfüllt (Knaflitz & Bonato, 1999; Merletti et al., 1992). Für dynamische Muskelkontraktionen kann das nicht vorausgesetzt werden. Bedingt durch die Änderung der Muskellänge, der Bewegungsgeschwindigkeit und der Lokalisation der Elektroden in Bezug auf die aktiven Muskelfasern sind diese Signale als nicht stationär anzusehen (Knaflitz & Bonato, 1999; Roy et al., 1998).

Eine Möglichkeit diese Einschränkungen zu überwinden, ist der Einsatz der Short-Time-Fourier-Transformation (STFT). Dabei wird das Signal in kurze Zeitabschnitte unterteilt und mit einer ‚gefensterten‘ Version der Fast-Fourier-Transformation (FFT) analysiert. Mit kürzeren Fensterbreiten, d.h. mit hoher Zeitauflösung, ist jedoch eine Verringerung der Frequenzauflösung verbunden (siehe Kap. 3.1.3). Neben dieser Methode sind in den letzten Jahren noch andere Verfahren vorgestellt worden, mit deren Hilfe es möglich ist, dynamische Muskelkontraktionen zu analysieren. Dazu gehören die Wavelet-Transformation (V. von Tscharner, 2000) und adaptive Verfahren (autoregressive AR, moving average MA und ARMA) (Semmlow, 2004; Witte et al., 2001). Zusätzlich wurden Verfahren mit Bandpass-Filter-Systemen vorgeschlagen (Jöllenbeck, 2007).

Die hier angewandte Methode einer quadratischen Transformation der Cohen-Klasse (Semmlow, 2004) zeichnet sich durch eine sehr hohe spektrale Auflösung aus. Der Ansatz, das Zeit-Frequenzverhalten von EMG-Signalen dynamischer Muskelkontraktionen zu beschreiben, beruht auf der klassischen Definition des Leistungsdichte-Spektrums als Fouriertransformierte der Autokorrelationsfunktion (Semmlow, 2004, S.75)

$$PS(f) = \int_0^T r_{xx}(\tau) e^{-2\pi \cdot f \cdot \tau} d\tau \quad (3.4)$$

wobei die Autokorrelationsfunktion $r_{xx}(\tau)$ durch den Ausdruck

$$r_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{+\frac{T}{2}} x(t)x(t+\tau) dt \quad (3.5)$$

gegeben ist. Hierbei repräsentiert τ die Zeitverschiebung des Signals. Da in der Praxis die untersuchten Zeitsignale eine begrenzte Dauer (T_d) haben, kann Gleichung 3.5 durch folgenden Ausdruck approximiert werden.

$$r_{xx}(\tau) = \frac{1}{T_d} \int_{-\frac{T_d}{2}}^{+\frac{T_d}{2}} x(t)x(t+\tau) dt \quad (3.6)$$

$$R_{xx}(t, \tau) = s(t + \tau/2)s^*(t - \tau/2)^1 \quad (3.7)$$

mit dem komplexen Signal

$$s(t) = x(t) + jH[x(t)] \quad (3.8)$$

definiert. $H[x(t)]$ stellt dabei die Hilbert-Transformation dar. Das komplexe Signal $s(t)$ wird auch als analytisches Signal bezeichnet. Die Verwendung des analytischen Signals beruht auf der Kausalitätsbedingung für reelle Signale, nach der keine Spektralanteile bei negativen Frequenzen auftreten dürfen². Die Kausalitätsbedingung führt dazu, dass der Real- und der Imaginärteil des Signals miteinander verknüpft sind. Die Eigenschaften dieser Verknüpfung werden von der Hilbert-Transformation erfüllt (S. L. Marple, 1999). Des Weiteren hat die Verwendung des analytischen Signals den Vorteil, dass bei den hier benutzten quadratischen Transformationen Störgrößen in Form von Wechselwirkungen zwischen positiven und negativen Frequenzen (Auto- / Kreuzinterferenzen) eliminiert werden (siehe Kap. 3.1.3 und 3.1.4).

3.1.2 Transformationen der Cohen-Klasse

Die Cohen-Klasse beinhaltet eine allgemeine Transformation im Zeit- und Frequenzbereich. Diese Funktions-Klasse beruht auf dem in Kapitel 3.1.1 vorgestellten Ansatz und stellt eine quadratische bilineare Transformation dar. Mit Hilfe dieser Transformation ist es möglich, nichtstationäre Signale als zweidimensionale Funktion der Zeit und Frequenz $C_x(t, f)$ zu analysieren.

$$C_x(t, f) = \iiint_{-\infty}^{\infty} g(\eta, \tau) e^{j2\pi(u-\tau)} s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f \tau} d\eta du d\tau \quad (3.9)$$

Dabei stellt $g(\eta, \tau)$ eine zweidimensionale Filterfunktion dar, die als Kern oder „kernel function“ bezeichnet wird. Mit der „kernel function“ $g(\eta, \tau)$ können verschiedene Zeit-Frequenz-Verteilungen erzeugt werden, die den Signaleigenschaften nach den Gleichungen 3.1-3.3 genügen. Inhaltlich entspricht die Anwendung der *kernel function* einer zweidimensionalen Filterfunktion. Die restlichen Terme beschreiben die Fouriertransformierte der momentanen Autokorrelationsfunktion (siehe Kap. 3.1.1).

¹ s^* bedeutet das konjugiert komplexe Signal zu s .

²Das entspricht der Forderung, dass reelle Signale für negative Zeiten den Wert Null haben müssen.

3.1.3 Wigner-Ville-Transformation

Die hier angewandte Transformation wurde 1932 durch Eugene Wigner in einem quantentheoretischem Zusammenhang als Wahrscheinlichkeits-Verteilungsfunktion im Phasenraum eingeführt und erst 1948 durch J. Ville für Fragen der Signalanalyse angewendet. Sie wird allgemein als Wigner-Ville-Verteilung oder Wigner-Ville-Transformation (WVT) bezeichnet.

Die Wigner-Ville-Verteilung ist eine quadratische Integraltransformation. Bei ihr wird anders als bei der Kurzzeit-Fourier-Transformation und der Wavelet-Transformation nicht mit Fensterfunktionen bzw. Wavelets gearbeitet. Deshalb gibt es keinen Leckeffekt³. Auf Grund dessen hat die Wigner-Ville Verteilung die beste Spektralaufösung aller Zeit-Frequenz-Darstellungen (Kiencke et al., 2008). Allerdings treten bei EMG-Signalen, die mathematisch Multikomponenten-Signalen entsprechen, Kreuzterme auf, die nicht mit dem Originalsignal assoziiert sind. In Kapitel 3.1.4 wird ein Verfahren vorgestellt, mit dessen Hilfe diese Kreuzterme weitgehend unterdrückt werden können.

Die Wigner-Ville-Transformation stellt einen Spezialfall der allgemeinen Cohen-Klasse dar. Dabei wird der Kern der Transformation auf eins gesetzt. Mit $g(\eta, \tau) = 1$ reduziert sich Gleichung 3.9 zu

$$W(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (3.10)$$

oder in der diskreten Form zu

$$W(n, m) = 2 \sum_{k=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} s(n+k) s^*(n-k) e^{-2\pi nm/N} \quad (3.11)$$

Eigenschaften der Wigner-Ville-Transformation

Zeit- und Frequenzaufösung Die WVT besitzt eine gute Zeit- und Frequenzaufösung. Cohen betont diese Eigenschaft in einem Artikel (Cohen, 1992), in dem er die Stärke dieser Transformation beschreibt; „its greatest strength is that it produces a remarkably good picture of the time-frequency structure“. Die Frequenzaufösung verbessert sich im Vergleich zur STFT um den Faktor zwei (Zoltowski, 1996).

³ Wird ein Signal im Zeitbereich gefenstert, entspricht dies einer Faltung der Spektren des Signals und des Fensters. Die daraus resultierende Verfälschung des Signalspektrums wird als Leckeffekt bezeichnet.

Signalenergie Die WVT erfüllt die Voraussetzungen nach den Gleichungen 3.1-3.3 (Lee & Kim, 2001). Die Summation der WVT über die Frequenz zu einem bestimmten Zeitpunkt ergibt die „Energieverteilung“ des Signals im Zeit-Frequenz-Bereich, d.h. die WVT stellt ein Spektrogramm dar⁴.

Kreuzprodukte Durch die bilineare quadratische Transformation werden Kreuzprodukte erzeugt. Diese ergeben unerwünschte Interferenzmuster hoher Amplitude, die weder mit Signalanteilen von $s(t)$ im Zeitbereich noch mit spektralen Komponenten im Frequenzbereich assoziiert werden können. Es treten zwei unterschiedliche Kreuzterme auf.

Autokorrelationsterme: Bei der WVT treten Kreuzterme auf, die auf die Wechselwirkungen von positiven und negativen Frequenzen zurückzuführen sind. Werden statt der reellen Signale die komplexen analytischen Signale verwendet (siehe Kap. 3.1.1), können die Kreuzterme vermieden werden.

Kreuzkorrelationsterme: Die Kreuzkorrelationsterme (Resultat der quadratischen Superposition) schränken den Einsatz für Multifrequenz-Signale stark ein. Es existieren jedoch Verfahren, die diese Störterme weitgehend aus dem Signal herausfiltern. Eines dieser Verfahren wird im nächsten Kapitel erläutert.

3.1.4 Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville Verteilung

Zur Eliminierung der Kreuzkorrelationsterme wird im Folgenden ein Algorithmus beschrieben, der in der Literatur als Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation bezeichnet wird (S. Marple, 1987; Andria & Savino, 1996). Ziel ist dabei, die störenden Kreuzterme aus der Zeit-Frequenz-Verteilung heraus zu filtern. Dies kann durch die Verwendung eines zweidimensionalen Kerns (*kernel-function*) der Cohen-Klasse erreicht werden (siehe Gleichung 3.9).

Die Pseudo-Wigner-Ville Verteilung entsteht durch die Fourier-Transformation einer gefensterten ($h(\tau)$) temporären Autokorrelationsfunktion (siehe Gleichung 3.7). Die geglättete Pseudo-Wigner-Ville Verteilung ergibt sich durch die Filterung der gefensterten temporären Autokorrelationsfunktion mit der Glättungsfunktion $g'(\eta)$. Insgesamt lässt sich dies mit Hilfe der zweidimensionalen

⁴Die im Spektrogramm enthaltene Signalenergie ist gleich der Signalenergie $\|x(t)\|^2$ (Kiencke et al., 2008, S. 75).

Filterfunktion $g(\tau, \eta)$ beschreiben. Die Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation (spWVT) lautet dann:

$$spWVT(t, f) = \iint_{-\infty}^{\infty} g(\eta, \tau) s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f \tau} d\eta d\tau \quad (3.12)$$

Die in dieser Arbeit verwendete *kernel-function*

$$g(\eta, \tau) = e^{-\frac{\eta^2 \tau^2}{\sigma^2}} \quad (3.13)$$

entspricht einer Gaußs-Funktion und wird als Choi-Williams-Kern bezeichnet. Sie stellt einen zweidimensionalen Tiefpassfilters dar. Die Wirkung dieser Tiefpassfunktion lässt sich durch die Beschreibung mittels der sogenannten Ambiguitätsfunktion A_{xx} verdeutlichen.

$$A_{xx}(\tau, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi \eta t} dt \quad (3.14)$$

Die Ambiguitätsfunktion $A_{xx}(\tau, \eta)$, mit den Parametern Zeit- und Frequenzverschiebung, ist ein Maß für die Ähnlichkeit eines zeit- und frequenzverschobenen Signals zum ursprünglichen Signal und steht in direktem Zusammenhang zur WVT. Die WVT entsteht aus der zweidimensionalen Fouriertransformation der Ambiguitätsfunktion bezüglich der Zeit- und Frequenzverschiebung (τ, η) .

Eine wichtige Eigenschaft der Ambiguitätsfunktion besteht in der Verteilung des Nutzsignals in der $\tau - \eta - Ebene$. Wie aus Abbildung 3.1^(*) zu entnehmen ist, liegt das Nutzsinal (hier mit Autoterm bezeichnet) im Ursprung der zweidimensionalen Funktionsebene der Parameter τ und η . Die störenden Kreuzterme sind jedoch weiter entfernt vom Koordinatenursprung. Die Trennung in Auto- und Kreuzterme in der $\tau - \eta - Ebene$ bietet die Möglichkeit, die Kreuzterme mit Hilfe eines zweidimensionalen Tiefpassfilter aus dem Signal zu entfernen. Schematisch ist dies in Abbildung 3.2^(*) dargestellt. Dabei wird deutlich, dass die Rücktransformation des Signals in die Zeit-Frequenz-Dimension durch die inverse Fourier-Transformation über den Parameter der Frequenzverschiebung (η) geschieht. Neben der Artefaktdämpfung wirkt sich die Glättungsoperation der Faltung mit einer zweidimensionalen Tiefpassfunktion allerdings nachteilig auf die Energiekonzentration des Leistungsdichtespektrums

⁶Diese Abbildung ist dem Abschnitt: Cohen's class distribution function von Wikipedia entnommen. Die URL lautet: http://en.wikipedia.org/wiki/Cohen's_class_distribution_function

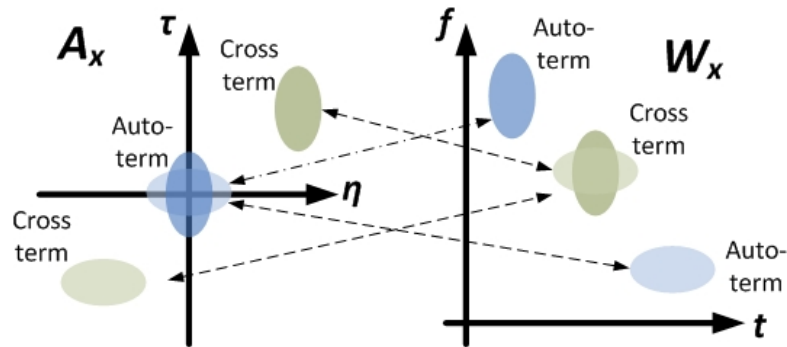


Abbildung 3.1: Verteilung der Auto- und Kreuzterme für die Funktionsebenen der Ambiguitätsfunktion(A_x) und Wigner-Ville-Verteilung(W_x). (Wikipedia(*))

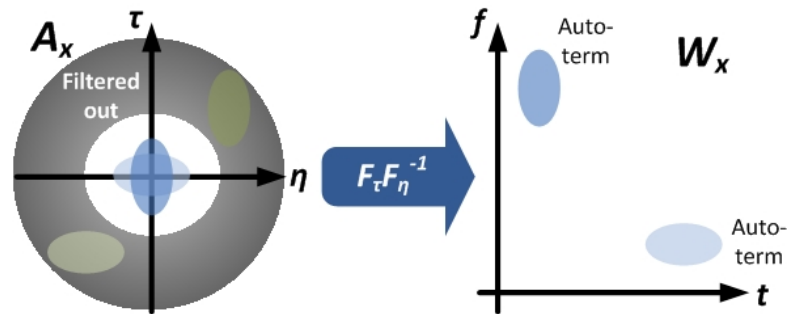


Abbildung 3.2: Unterdrückung der Kreuzterme durch einen zweidimensionalen Tiefpassfilter in der $\tau - \eta$ - Ebene (A_x) und Darstellung der, über die Rücktransformation, resultierenden Autoterme in der $f - t$ - Ebene (W_x). (Wikipedia (*))

aus (Reindl, 2005). Deshalb muss für jede Anwendung ein optimaler Kompromiss zwischen Interferenzunterdrückung und energetischer Konzentration gefunden werden.

In Abbildung 3.3 sind zwei unterschiedliche Filterfunktionen zu sehen. Zur Verdeutlichung wird jeweils nur eine Hälfte des zweidimensionalen Filters gezeigt. Aus der graphischen Darstellung geht unmittelbar die Funktion hervor. Der Filter mit dem Parameter $\sigma = 0,1$ besitzt durch seine geringere Flankenteilheit eine grössere Bandbreite als der Filter auf der rechten Seite, der durch einen Wert von $\sigma = 0,001$ zustande kommt.

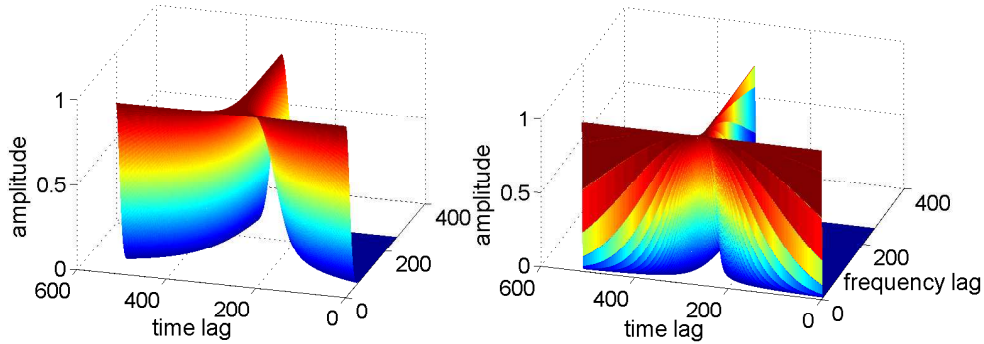


Abbildung 3.3: graphische Darstellung der zweidimensionalen Tiefpassfilter in der Frequenz- (η) und Zeitverschiebung (τ) zur Eliminierung der Kreuzterme der Wigner-Ville-Transformation. Es wird jeweils nur eine Hälfte gezeigt. Der Parameter σ besitzt auf der linken Seite einen Wert von 0,1, der auf der rechten Seite 0,01

3.1.5 Spektralanalytische Messparameter

Um die Zeit-Frequenz-Darstellung der EMG-Signale zu quantifizieren werden die momentane Medianfrequenz (IMDF) und die momentane mittlere Frequenz (IMNF) berechnet. Für die momentane Medianfrequenz gilt:

$$\int_0^{IMDF(t)} TFD(t, f) df = \int_{IMDF(t)}^{\infty} TFD(t, f) df \quad (3.15)$$

wobei $TFD(t, f)$ die entsprechende Zeit-Frequenz-Verteilung (time-frequency-distribution) repräsentiert. Der Medianwert der Frequenzverteilung ist definiert als die Frequenz, welche die Fläche unter dem Leistungsdichte-Spektrum in zwei gleich große Teile zerlegt. Die Medianfrequenz gibt Auskunft über die Leistungsverteilung der auftretenden Frequenzen. Als zweiter Frequenzparameter zur Auswertung von EMG-Signalen wird die momentane mittlere Frequenz (IMNF) benutzt. Für die Berechnung gilt:

$$IMNF = \frac{\int_0^{\infty} f TFD(t, f) df}{\int_0^{\infty} TFD(t, f) df} \quad (3.16)$$

Stulen und De Luca konnten zeigen, dass sich die Medianfrequenz im Vergleich zu der mittleren Frequenz als besonders immun gegenüber Signalrauschen verhält (Stulen & DeLuca, 1981). Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Arbeit zur Auswertung der EMG-Spektren auf die Medianfrequenz zurück ge-

griffen.

3.1.6 Implementation der mathematischen Algorithmen

Die mathematischen Algorithmen wurden im Rahmen eines allgemeinen Software-Programms zur Analyse von EMG-Signalen implementiert. Neben der Analyse von elektromyographischen Signalen können auch kinematische und dynamische Auswertungen durchgeführt werden. Die Umsetzung wurde mit MatLab (Version 2007b) realisiert. Eine schematische Darstellung der Programmstruktur ist in Abbildung 3.4 zu sehen.

Die in dieser Studie ausgewerteten Rohdaten umfassten eine Datenmenge von 1 GByte. Neben den EMG-Signalen wurden auch die kinematischen und dynamischen Parameter in die Analyse mit aufgenommen. Die Systemparameter umfassen sowohl allgemeine Variable wie Abtastrate und Filterparameter als auch spezielle Parameter der Auswertung der Frequenzspektren wie Fensterbreiten oder Schrittweiten der Einzelspektren. Das Modul Frequenzanalyse

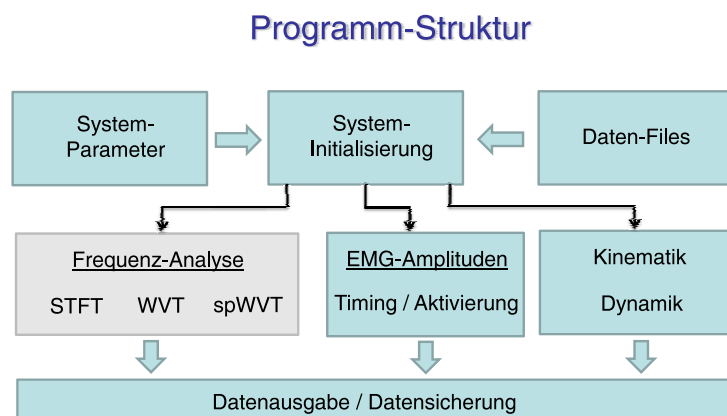


Abbildung 3.4: Struktur des Auswertungsprogramms zur Analyse von EMG-Signalen und kinematischen und dynamischen Messwerten. Erläuterungen siehe Text

umfasst drei Auswertalgorithmen: die Short-Time-Fourier-, die Wigner-Ville- und die Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation. Durch eine einheitliche Schnittstelle für die Algorithmen der Frequenzanalyse ist es möglich noch andere Zeit-Frequenz-Verfahren in das Programm zu integrieren.

Der Rechenaufwand der Frequenztransformationen ist für die implementierten Verfahren deutlich unterschiedlich. So benötigt das Verfahren der Kurzzeit-Fourier-Transformation (STFT) auf einem handelsüblichen PC(1,2 GHz) für ein Hebeintervall, das vier Hebungen umfasst, für die Auswertung eines Muskels etwa 0,6 s. Als Messparameter sind dabei folgende Werte eingestellt: Abtastfrequenz 2000 Hz, Fensterbreite 256 Pkt./128 ms, Schrittweite der Spektren 4 Pkt./2 ms. Die Berechnung der Zeit-Frequenz-Verteilung mit Hilfe der smooth-pseudo-Wigner-Ville-Transformation erfordert dafür mit 95,6 s eine deutlich grössere Rechenzeit. Die längere Verarbeitungszeit liegt in der deutlich höheren Komplexität des Algorithmus begründet. Durch die Tiefpassfilterung der Ambiguitätsfunktion (siehe Kap. 3.1.4) und die Rücktransformation zur WVT erhöht sich der Rechenaufwand deutlich. Eine Auflistung der Zeiten der einzelnen Rechenoperationen ist im Anhang in Kapitel A.3 zu finden.

3.1.7 Simulation von EMG-Signalen zur Quantifizierung von Effekten der muskulären Ermüdung

Im letzten Abschnitt des Kapitels Spektralanalytische Methoden geht es nicht mehr um die Darstellung von mathematischen Verfahren zur Erstellung von Zeit-Frequenz-Verteilungen, sondern um den Versuch, anhand eines einfachen Modells die Einflussgrößen von zwei physiologischen Parametern auf den spektralen Auswerteparameter der Medianfrequenz zu simulieren. Als physiologische Parameter gehen dabei die Geschwindigkeit und die Dauer der Aktionspotentiale in die Simulation ein.

Ein Effekt von muskulärer Ermüdung ist die Veränderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale auf der Muskelfaser (siehe Kap. 2.1.2). Dies entspricht einer Verminderung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit MFCV. Die zugrunde liegenden physiologischen Ursachen sind dabei noch nicht vollständig aufgeklärt.

Ein zweiter wichtiger Einflussfaktor auf die Änderung der spektralen Zusammensetzung ist die Breite der verschiedenen Aktionspotentiale. Die Annahme, die Dimitrov und KollegInnen für ihre Simulationen zugrunde legen (Arabadzhiev et al., 2005), sind in Abbildung 2.5 dargestellt. Es wird deutlich, dass die Änderung der Form der Aktionspotentiale bei Ermüdung von den aktivierten Muskelfasertypen abhängt.

Um die Änderung der spektralen Zusammensetzung zu verdeutlichen, wird auf ein sehr einfaches Modell der Signaldetektion zurückgegriffen. Dabei wird als Eingangssignal lediglich ein Aktionspotential, das keinen Hyperpolarisationseffekt aufweist, verwendet. Dies stellt für die Fragestellung eine ausreichende Grundlage dar, da dieser Effekt lediglich zu einem konstanten Frequenzoffset führen würde.

Das Ausgangssignal ($y(t)$) eines linearen Systems leitet sich aus der Konvolution (Faltung) des Eingangssignals ($x(t)$) und der zeitlichen Impulsantwort $h(\tau)$ des Messsystems ab (Semmlow, 2004). Es gilt

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau) x(t - \tau) d\tau \quad (3.17)$$

wobei τ das zeitliche Verschiebungsintervall zur Zeit t ist. In diskreter Form wird das Ausgangssignal durch die Beziehung

$$y(n) = \sum_{k=1}^N h(n) * x(k - n) \quad (3.18)$$

beschrieben. Die Impulsantwort beinhaltet den zeitlichen Output des Systems auf einen infinitesimalen Puls (Delta-Impuls). Für die Oberflächen-Elektromyographie entspricht die Impulsantwort der in Abbildung 3.5 dargestellten Form eines bipolaren Einheitssignals eines bestimmten Abstands und einer vorgegebenen Pulsbreite. Als geometrischer Parameter für die Simulation werden

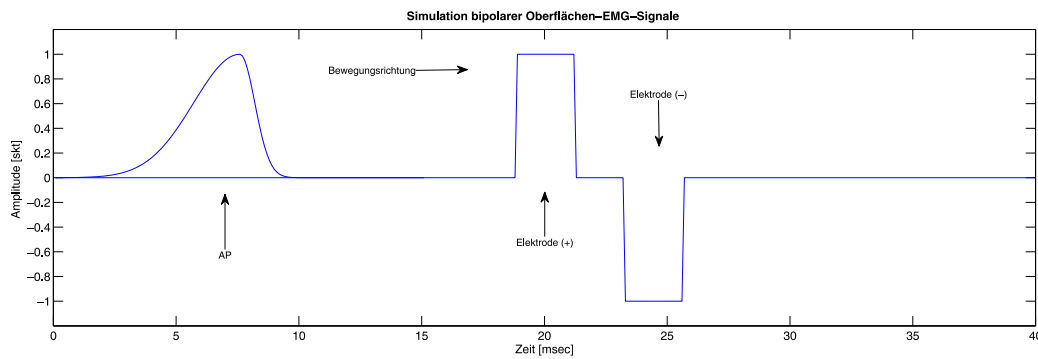


Abbildung 3.5: Simulationsmodell zur Veränderung der spektralen Zusammensetzung für Oberflächen-EMG

der Abstand der beiden Elektroden (dE_{abst}) und die Grösse der beiden Ableitungsbereiche (EAB) in die Berechnung aufgenommen. Die Werte sind aus den realen Messbedingungen entnommen und betragen für $dE_{abst} = 22 \text{ mm}$

und $EAB = 12\text{ mm}$. Für die Simulation werden die Elektrodenabstände über die Ausbreitungsgeschwindigkeit in die Zeitdimension transformiert. Für die Formparameter der einzelnen Aktionspotentiale sind Geschwindigkeiten von $MFCV = 2...7\frac{m}{s}$ und Pulsbreiten von $dAP = 2...6\text{ ms}$ benutzt worden.

Der zeitliche Verlauf des Outputsignals wird mit Hilfe der Fast-Fourier-Transformation (FFT) in den Frequenzbereich transformiert. Als Ermüdungs-Parameter wird die Medianfrequenz (siehe Kap. 3.1.5) benutzt. Die Ergebnisse der Simulationsberechnung für unterschiedliche Ausbreitungsgeschwindigkeiten und Pulsängen sind in Kapitel 4.1.1 zu finden.

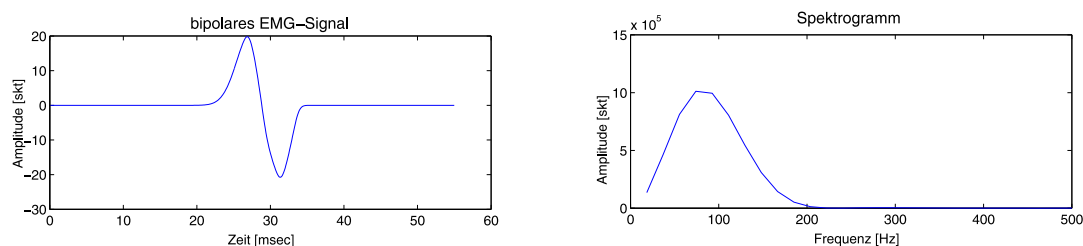


Abbildung 3.6: Output der Simulation für die Parameter dAp und MFCV a) bipolares Outputsignal und b) Spektrum des Outputsignals

Die Breite des Frequenzspektrums ergibt sich aus der Tatsache, dass hier nur ein bipolares Signal analysiert wird. Die Bandbreite des Spektrums verringert sich mit einer zunehmenden Anzahl von Inputsignalen gleicher Breite und Geschwindigkeit. Dies ist eine Eigenschaft der Fourier-Transformation.

3.2 Untersuchungsmethodik

3.2.1 Beschreibung der Stichprobe

An der Untersuchung nahmen 22 männliche Studenten (26,7 (4,9) Jahre / 76,2 (7,3) kg / 181 (6,0) cm) der Sportwissenschaft teil. Ihre Teilnahme war freiwillig. Dies bestätigten sie mit einer Einverständniserklärung. Vor der Teilnahme wurden die Probanden auf mögliche Folgen von ausbelastenden Tests in Form von Muskelschmerzen aufmerksam gemacht. Der Text ist im Anhang (Abb. A.4) in Kapitel A.2 beigelegt.

Die Probanden wurden gebeten, Auskunft über ihre sportliche Aktivität/Sportart, Erfahrungen im Krafttraining zu geben. Dabei wurde speziell nach Erfahrungen im Freihanteltraining gefragt. Der Frage- und Auswertebogen zum PILE-Test ist ebenfalls im Anhang aufgeführt (A.2).

3.2.2 PILE-Test

Die Probanden hatten die Aufgabe einen ausbelastenden Hebeversuch durchzuführen. Das dem zugrunde liegende Testverfahren wurde 1988 von Meyer und MitarbeiterInnen unter dem Namen PILE-Test (Progressive Isoinertial Lifting Evaluation) publiziert (T. G. Mayer et al., 1988a, 1988b). Der Test zur Bestimmung der Hebekapazität wird in zwei Ausführungen beschrieben. Dabei werden unterschiedliche Hebewege vorgeschrieben. Beim ‚Lumbal-Test‘ wird die Last vom Boden bis auf Hüfthöhe gehoben und beim ‚Zervikal-Test‘ von Hüfthöhe bis Schulterhöhe.

In der hier durchgeführten Untersuchung wurde ausschliesslich der Lumbal-Test verwendet. Dabei hatten die Probanden die Aufgabe, eine Last in Form einer mit Sandsäcken beladenen Kiste vom Boden auf eine Ablage zu stellen. Die Kiste hatte die Abmessungen 32x44x29 cm mit einer Griffhöhe von 27 cm. Die Höhe der Ablage wurde für jeden Probanden auf Hüfthöhe (trochanter major) minus halbe Kistenhöhe eingestellt. Der Hebevorgang wurde für jedes Gewicht viermal wiederholt. Dafür stand eine Zeit von 20 sec zur Verfügung.

Nach einem Hebeintervall (4 Hebungen) wurde der Versuch ohne Pause mit einem um 2,5 kg gesteigerten Gewicht fortgeführt. Der Test wurde beendet, wenn eines der folgenden Abbruchkriterien eintrat:

1. *Psycho-physiologisches Abbruchkriterium:* Die vier Hebungen mit der aktuellen Last können nicht in 20 s beendet werden.
2. *Kardiovaskuläres Abbruchkriterium:* Die Herzfrequenz übersteigt den Normwert: 85% der altersgemässen maximalen Herzfrequenz
3. *Sicherheits-Abbruchkriterium:* Die Last übersteigt 55-66% des Körpergewichtes.

Das Abbruchkriterium 3 resultiert aus dem Anwendungsgebiet des Tests, der für Rückenpatienten in sogenannten "functional restoration programs for spinal disorders" konzipiert wurde. Aufgrund der geringen Leistungsfähigkeit, bzw. fehlender Adaptationen wurde dieses Abbruchkriterium aus Sicherheits-erwägungen mit aufgenommen (T. G. Mayer et al., 1988a). Abweichend vom Original-Protokoll wurde in der hier durchgeführten Untersuchung die Steigerung der zu hebenden Last statt der angegebenen 10 pounds (Männer) auf 2,5 kg festgelegt.

Vor der Durchführung des Ausbelastungstests wurden die Probanden aufgefordert sich auf einem Ruderergometer aufzuwärmen. Über eine akustische

computergesteuerte Ansage wurde den Probanden der Start und das Ende eines jeden Intervalls (vier Hebungen) mitgeteilt. Während des Tests wurde in Intervallen von fünf Sekunden über die bereits verstrichene Zeit informiert. Die aktuelle Herzfrequenz wurde nach jedem Intervall (20 s) aufgenommen. Zusätzlich erhielten die Probanden eine Mitteilung über das aktuelle Gewicht.

3.2.3 Datenaufnahme

Der PILE-Test wurde mit elektromyographischen, kinematischen und dynamischen Messmethoden untersucht. Eine schematische Darstellung der Datenaufnahme mit Hilfe einer Input-Box der Firma Biovision (Wertheim) ist in Abbildung 3.7 zu sehen. Die eingehenden Signale wurden in einem Spannungsbereich von $\pm 5 \text{ Volt}$ aufgenommen und über eine Analog-Digital-Wandlerkarte (ADC) in den Messrechner übertragen. Die EMG-Elektroden sind mit Vorver-

Datenerfassung

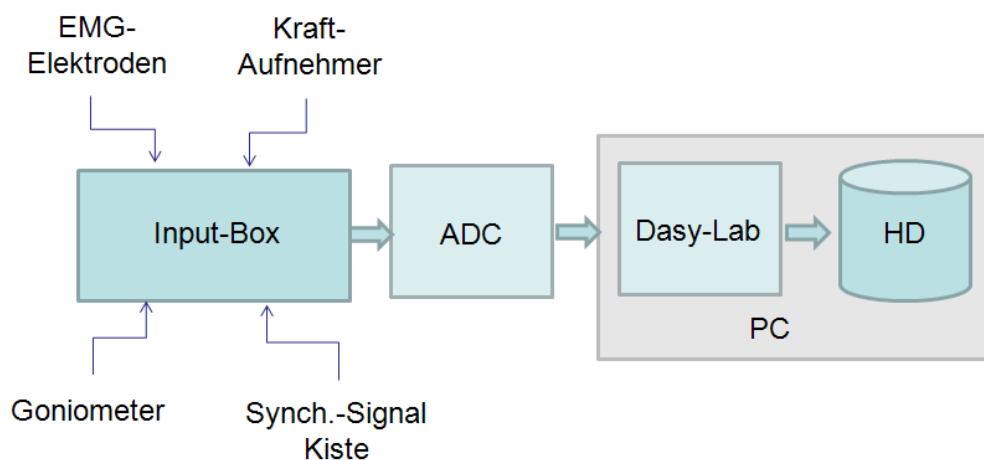


Abbildung 3.7: Schematische Darstellung der Messwert-Aufnahme

stärkern (Biovision, Wertheim) ausgestattet. Dies gilt ebenfalls für die beiden Goniometer (Biovision, Wertheim). Für die Aufnahme der Werte einer zweigeteilten Kraftmessplatte (Mechatronics, Hamm) wurde ein Differenzverstärker gebaut (siehe Kap. A.1). Dadurch konnte gewährleistet werden, dass die Kraftdaten synchron mit den Daten der kinematischen und elektromyographischen Messungen mit einer Abtastfrequenz von 2 kHz aufgenommen werden konnten. Um den Hebevorgang zu untersuchen wurde die verwendete Kiste mit

einem einfachen Signalgeber versehen, der bei Bodenkontakt ein 5 *Volt*-Signal erzeugte (siehe Kap. A.1).

Die Datenaufnahme wurde mit Hilfe des Datenerfassungsprogramms Dasy-Lab (National Instruments, USA) realisiert. Damit wurden, neben der Erfassung und Sicherung der Daten, auch die akustischen Testanweisungen an die Probanden generiert und gesteuert. Die Probanden erhielten zusätzlich zu den Start- und Stopp-Meldungen alle fünf Sekunden eine Mitteilung über die bis dahin verstrichene Zeit.

Zusätzlich zu der beschriebenen Datenerfassung wurden die Hebeversuche mit einer handelsüblichen digitalen Videokamera (DV) aufgezeichnet (siehe Kap. 3.2.5). Dabei wurde das von der Kiste erzeugte Synchronisationssignal über eine Leuchtdiode direkt in die Videoaufzeichnung mit übernommen.

3.2.4 Elektromyographische Untersuchung

Zur Analyse der elektrischen Muskelaktivität wurden sechs Muskeln mit EMG-Elektroden versehen. Die Auswahl resultierte aus der Funktion unterschiedlicher Muskelgruppen, die als Kinetoren für das Anheben einer Last funktionieren. Dies ist die Strecker-Schlinge der Beinmuskulatur mit den Muskeln M. vastus lateralis (VL), M. biceps femoris (BF) und M. gastrocnemius (GA). Als zweites wurden der M. erector spinae (ES) und der M. gluteus maximus (GL) als Rumpffextensor bzw. Hüftstrecker untersucht. Zusätzlich wurde der Armbeuger M. biceps brachii (BB) mit in die Untersuchung einbezogen. Zur Vorbereitung wurde die Position optisch bzw. palpatorisch bestimmt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Elektroden senkrecht zur Faserrichtung in einer genügend großen Entfernung von den Muskelsehnen aufgebracht wurden. Vor dem Applizieren der Elektroden wurden an den entsprechenden Stellen die Haare mit einem Rasierer entfernt und die Haut mit Aceton gereinigt. Der Abstand der beiden bipolaren Elektroden betrug 20 mm. Die Masseelektrode zur Differentialableitung wurde über dem Wadenbeinköpfchen auf der Haut befestigt. Zur Vermeidung von Verschiebungen der Elektroden auf der Haut wurde ein Pflaster über die Elektroden geklebt (siehe Abb. 3.8).

Zur Vorbereitung wurde die Position optisch bzw. palpatorisch bestimmt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Elektroden senkrecht zur Faserrichtung in einer genügend großen Entfernung von den Muskelsehnen aufgebracht wurden. Vor dem Applizieren der Elektroden wurden an den entsprechenden Stellen die Haare mit einem Rasierer entfernt und die Haut mit Aceton gereinigt. Der Abstand der beiden bipolaren Elektroden betrug 20 mm. Die Masseelektrode zur Differentialableitung wurde über dem Wadenbeinköpfchen auf der

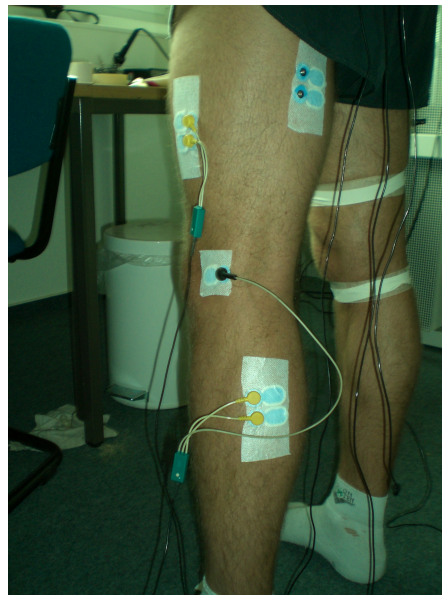


Abbildung 3.8: Applikation der Elektroden für die Muskeln M. gastrocnemius, M. vastus lateralis und M. biceps femoris

Haut befestigt. Zur Vermeidung von Verschiebungen der Elektroden auf der Haut wurde ein Pflaster über die Elektroden geklebt (siehe Abb. 3.8).

Als Funktionstest führten die Versuchspersonen maximale isometrische Muskelkontraktionen durch. Dabei wurden die Verstärkungsfaktoren für die Vorverstärker für die verschiedenen Elektrodenpaare eingestellt. Es war zu beachten, dass die dynamischen Muskelkontraktionen zum Teil deutlich höhere Amplituden erreichten, als die statisch durchgeführten Kontraktionen.

Die EMG-Aufnahmen wurden mit einem Messsystem der Firma Biovision (Wertheim) durchgeführt. Die Vorverstärker sind in drei Stufen mit einem Verstärkungsfaktor von 500, 1000 und 1500 einstellbar. Die Signale wurden über eine Inputbox zu einer AD-Wandlerkarte (National Instruments NI-6220) im Messrechner übertragen und mit dem Software-Programm DasyLab aufgenommen und gespeichert. Die Abtastrate betrug 2 kHz .

Signalauswertung

Die Messwerte wurden jeweils für ein Intervall (vier Hebungen) aufgenommen. Die Darstellung in Abbildung 3.9 zeigt den zeitlichen Verlauf des Roh-EMGs für den Muskel M. vastus lateralis für das zehnte Intervall mit einer Last

von 26,5 kg. Zusätzlich ist der zeitsynchronisierte Verlauf der mittleren Aktivität des Signals, dass durch eine Tiefpassfilterung erzeugt wird, eingetragen. Es wurde dafür ein Mittelwert-Filter (moving average MAV) eingesetzt, der eine Zeitkonstante von 200 ms besaß. Der Verlauf der mittleren Aktivität ist in Abbildung 3.9 als gelbe Linie zu sehen. Zur Signalsynchronisation bezüglich der Stand- und Bewegungsphasen der Last wurde das Kontaktsignal der Kiste benutzt. Eine Hebung besteht demnach aus zwei Standphasen (Boden, Tisch) und zwei Bewegungsphasen (Anheben, Abstellen). Die Standphasen sind durch die geringe, die Bewegungsphasen sind durch die hohe Signalamplitude gekennzeichnet.

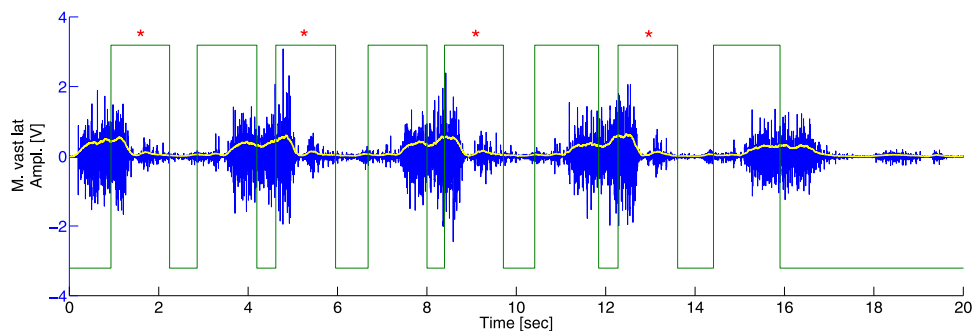


Abbildung 3.9: Amplitudenverlauf des M. vastus lateralis über vier Hebevorgänge eines Intervalls mit einer Last von 26,5 kg. Das Synchronisationssignal Kiste zeigt die Stand- und Bewegungsphasen der Kiste an. Die Hebeintervalle sind mit * gekennzeichnet.

Tabelle 3.1: Einteilung der zeitlichen Phasen innerhalb eines Hebevorgangs

Phase	Abkürzung	Zeitintervall
Voraktivität	VA	100 ms vor der Bewegung der Kiste
Initialphase	IP	Bewegungsstart Kiste bis Kiste in Kniehöhe
Sekundärphase	SP	Kiste in Kniehöhe bis Kiste Hüfthöhe
Abstellphase	AP	Kiste in Hüfthöhe bis auf den Tisch

In Abbildung 3.10 ist der Verlauf der mittleren Aktivität, d.h. des gefilterten EMG-Signals zu sehen. Auch hier ist die zeitliche Zuordnung über das Synchronisationssignal der Kiste möglich. Zur Auswertung der einzelnen Hebevorgänge wurden vier Zeitintervalle getrennt betrachtet. Diese sind in Tabelle 3.1 aufgelistet. Die zugehörigen Zeitpunkte sind: T0: Beginn der Bewegung der

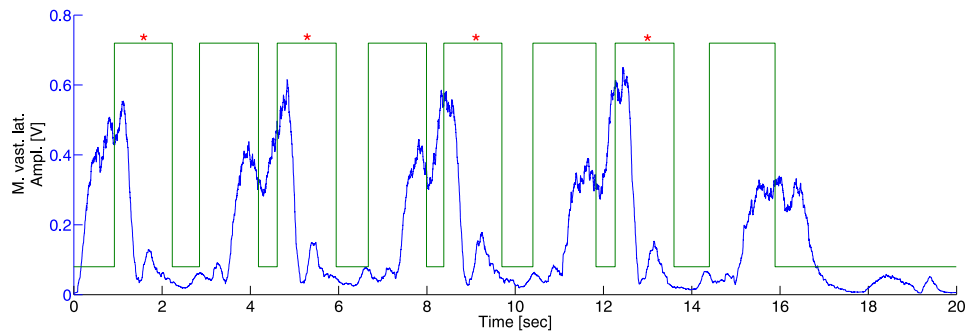


Abbildung 3.10: Gefilterter Amplitudenverlauf des M. vastus lateralis aus Abb. 3.9

Kiste, T1: Gewicht auf Kniehöhe, T2: Gewicht auf Hüfthöhe, T3: Absetzen der Last auf dem Tisch.

Der Beginn des Hebens und das Absetzen der Kiste auf der Ablage konnte über das Synchronisationssignal der Kiste exakt bestimmt werden. Die beiden Positionen „Kiste in Kniehöhe“ und „Kiste in Hüfthöhe“ wurden nachträglich aus den Videoaufnahmen entnommen (siehe Kap. Kinematische Untersuchungen).

Der Aktivitätsverlauf des M. vastus lateralis von vier Hebungen innerhalb der oben beschriebenen Zeitphasen ist in Abbildung 3.11 zu sehen. Die einzelnen Funktionsphasen sind in einer auf die Phasengrenzen zeitnormierten Form dargestellt.

Die Auswertung der frequenzanalytischen Daten mit Hilfe der in Kapitel 3.1 beschriebenen Algorithmen wird über die Zeitfrequenzverteilung der EMG-Signale durchgeführt. Beispielhaft ist der Verlauf für den Muskel M. vastus lateralis in Abbildung 3.12 dargestellt. Die Amplituden sind auf den Maximalwert innerhalb des Hebeintervalls normiert.

Um die Auswertung der Hebephasen zu quantifizieren ist in Abbildung 3.13 der zweidimensionale Contourplot der Aktivität des M. vastus lateralis dargestellt. Die Zeitsynchronisation wird mit Hilfe des Kistenstatussignals hergestellt. Die hier ausgewerteten Funktionsphasen sind in der Darstellung des Gesamtverlaufs gekennzeichnet.

In Abbildung 3.14 ist die Zeit-Frequenz-Verteilung für Hebevorgang, folgende Standphase der Kiste auf dem Tisch und Beginn der Abhebephase zu sehen. Es fällt auf, dass der Verlauf der Medianfrequenz (IMDF) für geringe Signalamplituden zum Teil hohe Werte annehmen kann. Dies resultiert aus der Bestimmung des ‚Rauschsignals‘ im Bereich bis 1 kHz. Deshalb ist es notwendig, nur

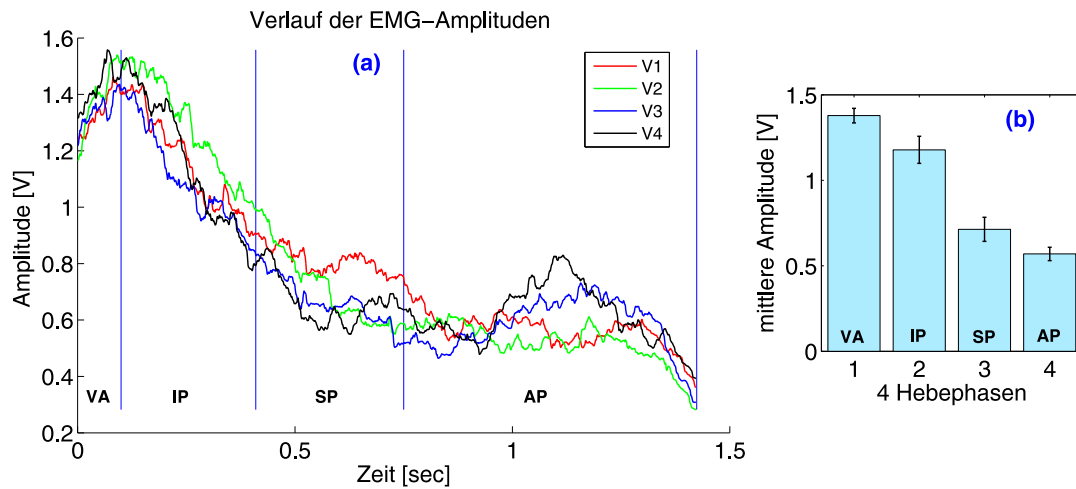


Abbildung 3.11: Zeitnormierter Verlauf der EMG-Amplituden für vier Hebungen (V1-V4) eines Intervalls ($L = 26.5 \text{ kg}$) für den M. erector spinae. Die mittleren Amplituden sind im Balkendiagramm (b) für die Phasen Voraktivität(VA), Initialphase (IP) und Sekundärphase (SP) mit den entsprechenden Standardabweichungen eingetragen.

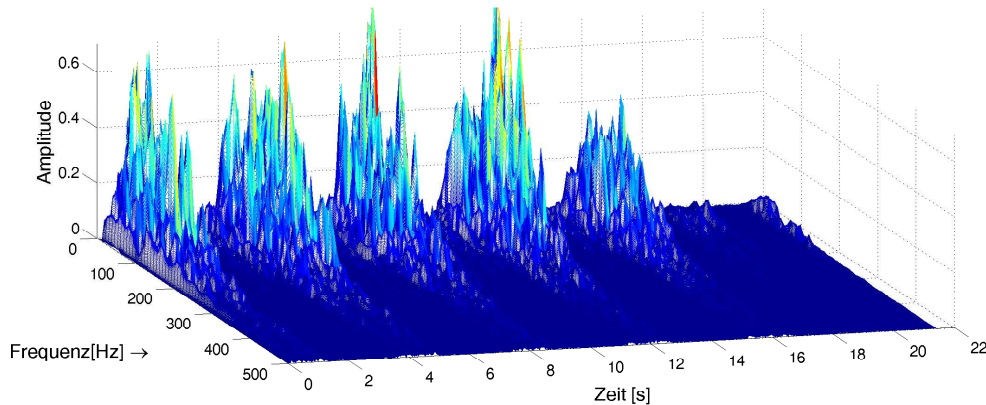


Abbildung 3.12: Zeit-Frequenz-Verteilung (TFD) des m. vastus lateralis. Die Verteilung setzt sich aus 10687 Einzelspektren mit einer Schrittweite von 2 ms zusammen.

die Bereiche mit in die Auswertung aufzunehmen, die eine ausreichende Signalamplitude besitzen. Der Schwellwert für die spektralanalytische Auswertung wurde auf 20% des jeweiligen Maximalwertes des ausgewerteten Signals festgelegt.

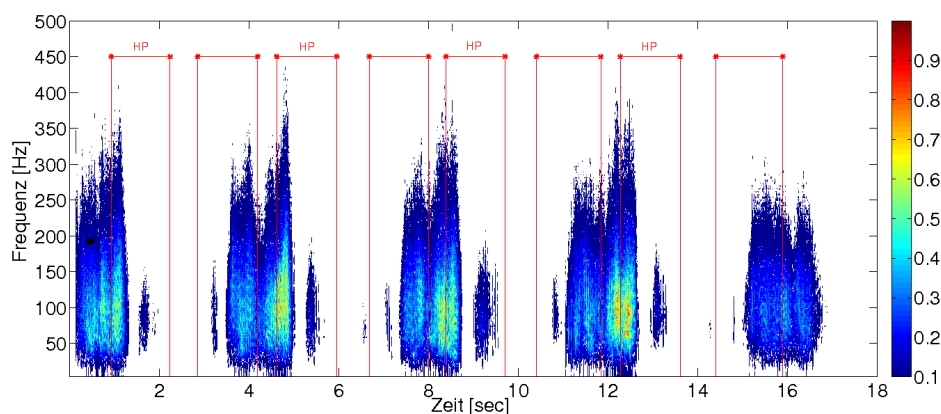


Abbildung 3.13: Amplitudennormierte Zeit-Frequenz-Verteilung (TFD) des m. vastus lateralis. Das Synchronisationssignal (rote Kurve) zeigt die einzelnen Phasen der vier Hebungen an. Mit HP sind die einzelnen Hebephasen gekennzeichnet.

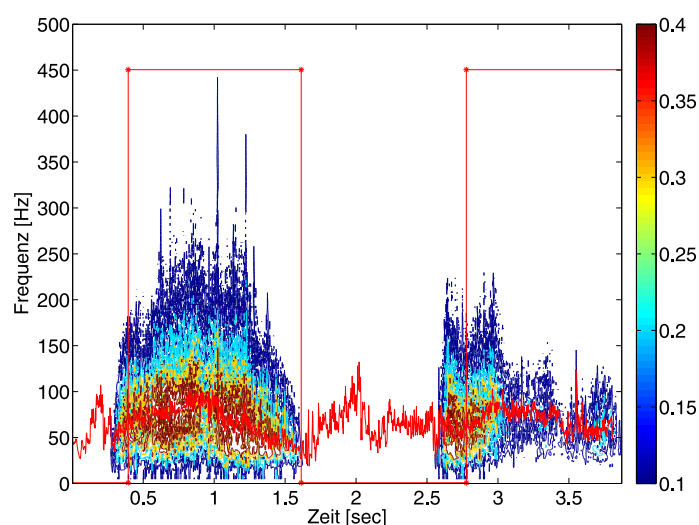


Abbildung 3.14: Zeit-Frequenz-Verteilung (TFD) des M. erector spinae für eine Hebung und das folgende Aufnehmen der Last. Zusätzlich ist der Verlauf der IMDF eingetragen.

Die Auswertung der momentanen Medianfrequenz der Spektren verläuft nach dem gleichen Prinzip, wie dies auch für die Auswertung der amplitudenbezogenen Messparameter angewendet wurde (vgl. 3.11). Der Verlauf der momentanen Medianfrequenz (IMDF) für zwei Hebungen eines Intervalls ist in

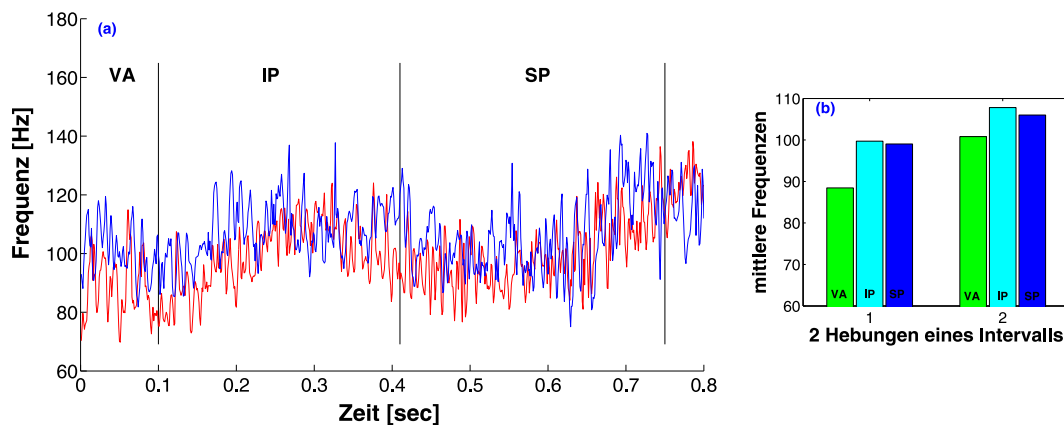


Abbildung 3.15: Zeitnormierter Verlauf der momentanen Medianfrequenzen für zwei Hebungen eines Intervalls ($L = 26.5 \text{ kg}$) für den M. erector spinae. Die mittleren Frequenzen sind im Balkendiagramm (b) für die Phasen Voraktivität(VA), Initialphase (IP) und Sekundärphase (SP) eingetragen.

Abbildung 3.15 dargestellt. Die Breite der einzelnen Spektren beträgt 256 ms . Der zeitliche Abstand zwischen den Spektren beträgt 2 ms .

3.2.5 Kinematische Messungen

Für die kinematischen Untersuchungen wurden zwei Methoden verwendet. Zur Bestimmung der Winkelverläufe am Knie- und Ellenbogengelenk wurden elektrische Goniometer eingesetzt, die über die Inputbox gleichzeitig mit den EMG-Signalen (siehe Kap.3.2.4) aufgenommen wurden. Die Änderung des Rumpfneigewinkels wurde mittels einer Videoanalyse ausgewertet. Dazu wurde eine handelsübliche DV-Kamera (Nikon) mit einer Bildfrequenz von 25 Hz benutzt. Der Abstand zur Sagitalebene der Personen betrug 5 m . Als Referenzpunkte für die Videoanalyse wurden reflektierende Marker angebracht. Die Positionen waren wie folgt: - Kopf (Tragus), Schulter (Acromion), Ellenbogen (Epicondylus humeri lateralis), Rumpf (mittig 10 cm oberhalb des Beckenkammes), Hüfte (Trochanter major), Knie (Condylus lateralis) und Knöchel (Malleolus lateralis).

Während der Messung des Kniewinkels ergaben sich jedoch praktische Probleme. Gegen Ende des Ausbelastungstests löste sich durch den Schweiß bei einigen Probanden (12 Pn.) die Klebefixierung des unteren Goniometerschenkels. Zudem kam es vor, dass durch die Kontraktion des M. quadriceps fe-

moris der Klebestreifen des oberen Schenkels riss (2 Pn.) . Um eine einheitliche Auswertung zu gewährleisten wurde der Kniegelenkwinkel in den drei untersuchten Positionen analog zu der Bestimmung des Rumpfneigewinkels nachträglich mit dem Videoanalyseprogramm „Simi-Motion“ (simi reality motion systems GmbH, Unterschleißheim) durchgeführt. Da der Kniemarker auf dem Goniometer aufgeklebt war verrutschte somit auch ein Referenzpunkt für die Auswertung des Kniewinkels. Deshalb wurde die Knieachse unabhängig von dem angebrachten Markern für die entsprechenden Probanden anhand des Videobildes optisch bestimmt und für die Hebungen einer Person konstant gehalten. Die Fehler, die bei dieser Methode entstehen, können für die Auswertung der relativen Änderung des Kniewinkels einer Person toleriert werden. Da in der vorliegenden Arbeit nicht zwischen unterschiedlichen Hebetypen unterschieden wurde, werden die Ergebnisse nicht auf die Beträge der Winkel fokussiert.

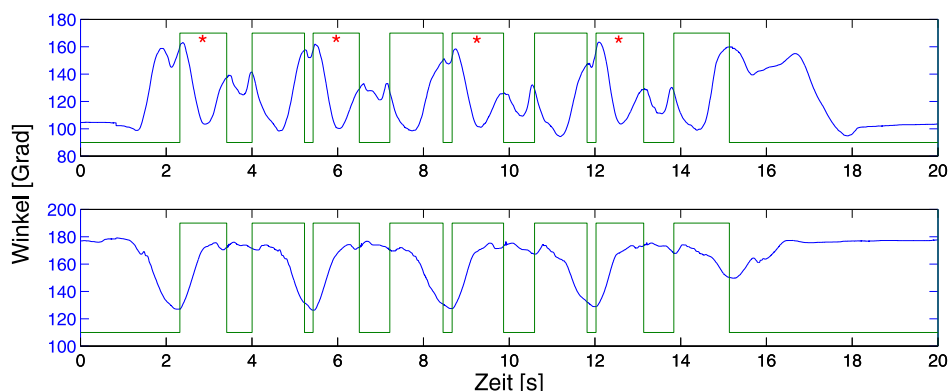


Abbildung 3.16: Verlauf der Kniegelenk- und Ellenbogengelenkwinkel beim viermaligen Heben einer Last von 22.5 kg. Zusätzlich zur Winkelverlaufskurve ist das Synchronisationssignal der zu hebenden Kiste im Wechsel von Boden- und Tischkontakt zu sehen. Die Hebeintervalle sind mit * gekennzeichnet

Der Rumpfneigewinkel wurde über die Verbindung von zwei Markern gegenüber der Vertikalen bestimmt. Die beiden Marker befanden sich a) am Trochanter major und b) 10cm oberhalb des Beckenkamms mittig auf der rechten Rumpfseite. Durch diese beiden Punkte wurde die Rumpfneigung in Bezug auf den Bereich der Lendenwirbelsäule abgebildet. Auch hier ist die Auswertung auf die relativen Änderungen dieses Winkels gerichtet. Wegen Verschiebung des Markers (Trochanter major) wurden vier Personen aus der Auswertung der beiden untersuchten Winkel genommen. Im Anhang der Arbeit sind die Daten der verbliebenen 18 Personen aufgelistet.

Um die Änderungen im Bewegungsverhalten zu quantifizieren wurden für alle Probanden die Kniegelenk- und Rumpfneigewinkel zu den Zeitpunkten T_0 , T_1 und T_2 ausgewertet. Daraus lassen sich Aussagen über Bewegungsamplituden in den Funktionsphasen IP und SP gewinnen. Die Liste der Messwerte für die beiden Gelenkwinkel ist im Anhang in Kapitel A.4 zu finden.

Ein typischer Verlauf des Kniegelenk- und Ellenbogengelenkwinkels während eines Intervalls mit vier Hebungen ist in Abbildung 3.16 dargestellt.

3.2.6 Dynamische Messungen

Vor der Durchführung des PILE-Tests wurden die Kraftfähigkeiten der Hauptkinetoren für eine Hebebewegung (Rücken -und Beinstrecker) mit zwei isometrischen Maximalkrafttests ermittelt (Abb. 3.17). Dabei wurden die Positionen so gewählt, dass aufgrund der Kraft-Längen-Relation der entsprechenden Muskeln die generierten Kräfte im oberen möglichen Bereich liegen. Die Kraftfähigkeit der Rumpfextensoren wurde an einem Trainings- und Diagnosegerät der Firma DAVID (R2100) bestimmt. Der Rumpfneigewinkel wurde auf 30° festgelegt. Es wurden zwei Versuche mit ausreichender Pause (> 45 s) zwischen den Versuchen durchgeführt. Zur Bestimmung der Kraftfähigkeit der



Abbildung 3.17: Messung der isometrischen Maximalkraftfähigkeit der Rumpfextensoren (links). Isometrischer Maximalkrafttest an der Beinpresse (rechts).

Beinstreckmuskulatur wurde eine Beinpresse (DAVID GmbH) eingesetzt. Die Probanden wurden so positioniert, dass die beiden Versuche bei einem Kniewinkel von 90° durchgeführt werden konnten. In die Auswertung wurden von beiden Tests die jeweils besten Versuche einbezogen.

Die Messung der Bodenreaktionskraft während des PILE-Tests wurde mit einer eindimensionalen Kraftmessplatte der Firma MechaTronic (Hamm) aufgenommen. Da die mitgelieferte Software nur mit einer Abtastrate von 200 Hz funktioniert, wurde ein Vorverstärker gebaut, der es ermöglichte, die Kraftwerte ebenfalls über die Inputbox aufzunehmen. Eine kurze Darstellung der Hardware-Anpassungen zur Durchführung des Versuchs ist im Anhang zu finden (Kap. A.1). Um den Probanden eine grössere Trittpläche zu ermöglichen, wurde die Kraftmessplatte mit einem Aufsatz mit den Maßen 80 cm × 80 cm erweitert (siehe A.1). So wurde gewährleistet, dass die Probanden ihre Hebeposition nach eigenem Ermessen variieren konnten. Der Verlauf der Bodenreaktionskraft für

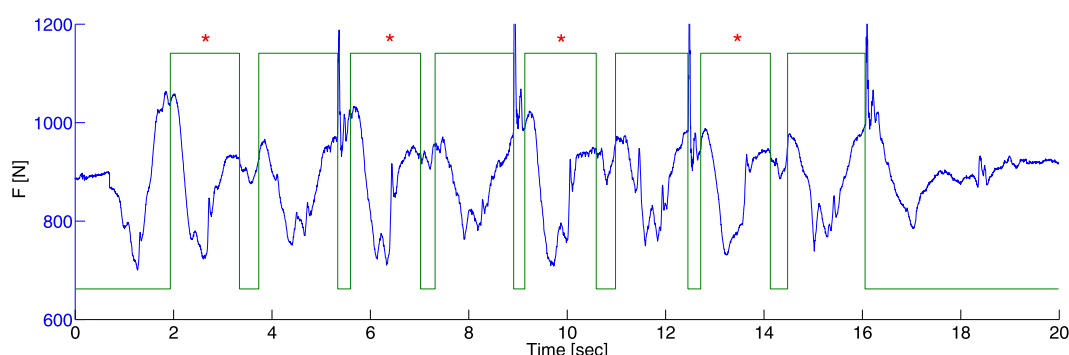


Abbildung 3.18: Verlauf der Bodenreaktionskraft beim viermaligen Heben mit einer Last von 7.5 kg. Zusätzlich zur Kraftkurve ist das Synchronisationssignal der zu hebenden Kiste im Wechsel von Boden- und Tischkontakt zu sehen. Die Markierung (*) bezeichnet die Hebephasen innerhalb eines Intervalls

ein Intervall ist in Abbildung 3.18 dargestellt. Zusätzlich ist das Synchronisationssignal der Kiste zu sehen. Dabei entspricht das erste von Null verschiedene Zeitintervall der Funktionsphase „Anheben der Last bis zum Absetzen der Last“ auf dem Tisch. Das zweite positive Signal erstreckt sich vom Zeitpunkt „Kiste vom Tisch nehmen bis zum Abstellen der Last auf dem Boden“. Diese beiden Phasen wiederholen sich im Laufe eines Hebeintervalls noch dreimal. Deutlich sind die hohen Kraftspitzen beim Aufsetzen der Kiste auf den Boden zu erkennen.

3.3 statistische Auswertung

Die statistische Analyse der aufgenommenen Parameter erfolgte mit Hilfe des Programmpakets SPSS (Version 17.0). Als grundsätzliches Verfahren wurde der

gepaarte T-Test für abhängige Stichproben gewählt. Die Prüfung auf Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest durchgeführt. Für die Prüfung auf gleiche Varianzen der Verteilungen wurde der F-Test nach Levene eingesetzt. Allen Berechnungen lag ein Signifikanzniveau von 95% zugrunde.

Um Zusammenhänge zwischen den spektralanalytischen und den kinematischen Parametern aufzudecken wurde die Differenz der mittleren Medianfrequenz des Start-, Mittel- und Schlussintervalls, sowie die Änderung der Bewegungsamplituden für das Kniegelenk und die Rumpfaufrichtung benutzt. Als Testverfahren wurde die bivariate Korrelation nach Pearson eingesetzt. Zuvor wurde eine Prüfung auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der spektralanalytischen Methode

4.1.1 Simulation von EMG-Spektren

Mit Hilfe des in Kapitel 3.1.7 beschriebenen einfachen Modells wird der Einfluss der Muskelfaserleitgeschwindigkeit (MFCV) und der Pulsbreite der Aktionspotentiale auf die Medianfrequenz der resultierenden Spektren bestimmt. Dabei werden die geometrischen Parameter der Elektrodenkonfiguration konstant gehalten. Der Abstand zwischen den Elektroden beträgt 22 mm . Die Elektrodenbreite (Typ Ambu Blue Sensor N-klein) geht mit 12 mm in die Berechnung ein. Dies entspricht den in der Untersuchung des PILE-Tests benutzten Werten (siehe Kap. 3.2.4).

In Abbildung 4.1 sind die bipolaren EMG-Signale für unterschiedliche Geschwindigkeiten der Aktionspotentiale eingetragen. Der Wertebereich von $2 - 7\frac{\text{m}}{\text{s}}$ ist der Literatur (siehe Kap. 2.1) entnommen. Die Halbwertsbreite/Pulsdauer (t_{AP}) bleibt unverändert bei einem Wert von $t_{AP} = 3\text{ ms}$. Im rechten Teil der Abbildung sind die dazugehörigen Frequenzspektren zu sehen. Es zeigt sich ein deutlicher Einfluss der MFCV auf die Position der Frequenzspektren. Mit zunehmender Geschwindigkeit verschieben sie sich zu höheren Frequenzen. Eine Rechtsverschiebung der Spektren bedeutet auch eine Erhöhung der Medianfrequenz.

Deutlich ist der Einfluss der geometrischen Konstellation der Elektroden zu erkennen. Für geringe Geschwindigkeiten ($MFCV < 3\frac{\text{m}}{\text{s}}$) zeigt das bipolare Differenzsignal eine leichte Abflachung im Mittelteil (rote Kurve). Daraus resultiert im dazugehörigen Frequenzspektrum ein Seitenband mit höheren Frequenzanteilen von geringer Amplitude. Aufgrund des unsymmetrischen Verlaufs des Aktionspotentials mit einem steileren Anstieg im ersten Teil des Signals zeigt das bipolare Differenzsignal für höhere Geschwindigkeiten ebenfalls einen unsymmetrischen Verlauf. Die Signalamplituden im negativen Bereich sind größer als diejenigen im positiven Bereich.

4 Ergebnisse

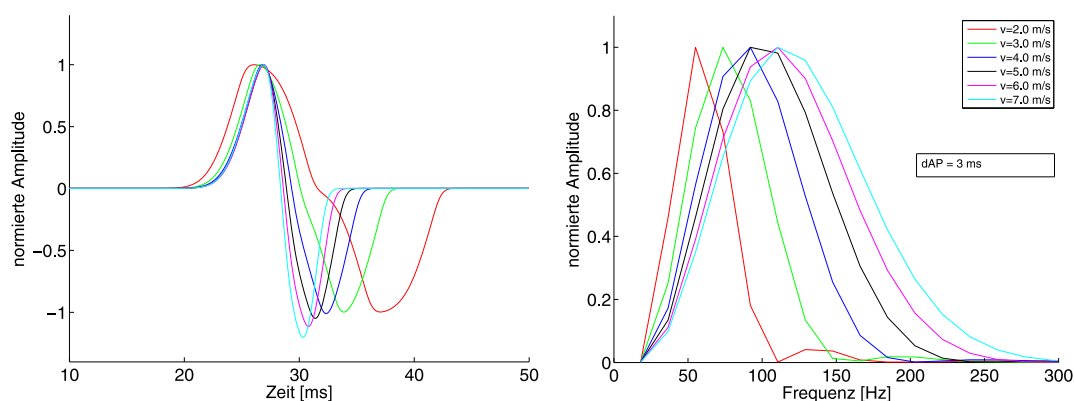


Abbildung 4.1: Darstellung des bipolaren Zeitsignals und der zugehörigen Frequenzspektren für unterschiedliche MFCV. Die Parameter sind: MFCV (v) von 2 – 7 $\frac{m}{s}$, die Pulsbreite beträgt für alle Simulationen $dAP = 3\text{ ms}$

Aufgrund der Beschränkung des angewandten Modells auf die Auswertung nur eines Aktionspotentials zeigen die Spektren eine große Halbwertsbreite. Für die Auswertung der Medianfrequenz hat dies jedoch wie in Kapitel 3.1.7 beschrieben keine nennenswerte Auswirkung.

Abbildung 4.2 zeigt die Resultate der Simulation für die Variation der Pulsbreite bei konstanter Muskelfaserleitgeschwindigkeit. Die Werte der Pulsdauer der Aktionspotentiale erstrecken sich von 2 – 7 ms . Dabei beträgt die MFCV konstant 3 $\frac{m}{s}$. Mit zunehmender Pulsdauer verschieben sich die Spektren zu kleineren Frequenzwerten. Die Medianfrequenz nimmt mit zunehmender Pulsdauer ab. Auch hier wird der Einfluss des Elektrodenabstands für die Simulation von Aktionspotentialen mit geringen Pulsdauern deutlich. Analog zu Abbildung 4.1 sind Frequenzbänder mit höheren Frequenzen zu erkennen.

Die Abbildungen 4.1 und 4.2 machen deutlich, dass die Änderungen der Muskelfaserleitgeschwindigkeit und der Pulsdauer einen direkten Einfluss auf den in dieser Arbeit analysierten Parameter der Medianfrequenz haben. Sowohl eine Reduktion der Ausbreitungsgeschwindigkeit, als auch eine Erhöhung der Pulsdauer führt zu einer Verringerung der Medianfrequenz des resultierenden Spektrums. Eine Gesamtansicht des Zusammenhangs zwischen der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale über die Muskelfaser und der resultierenden Medianfrequenz für unterschiedliche Pulslängen ist in Abbildung 4.3 zu sehen. Es wird deutlich, dass die erwartete Linearität zwischen der Muskelfaserleitgeschwindigkeit und der Medianfrequenz des Leistungsdichtespektrums nicht über den gesamten Bereich der Geschwindigkeitsparameter zu se-

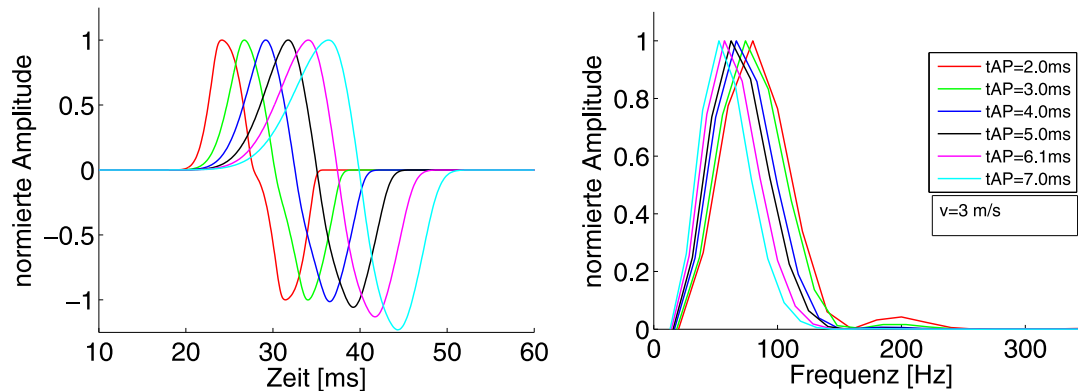


Abbildung 4.2: Darstellung des bipolaren Zeitsignale und der zugehörigen Frequenzspektren für unterschiedliche Pulsbreiten (t_{AP}). Die Parameter sind: t_{AP} von 2 – 7 ms, die MFCV beträgt für alle Simulationen $v = 3 \frac{m}{s}$

hen ist. Dies wird durch die geometrische Anordnung der Elektroden und der Asymmetrie der benutzten Form der Aktionspotentiale verursacht. Es kommt demnach zu einer Abflachung der Kurve mit höheren Geschwindigkeiten.

4.1.2 Vergleich der Spektren für unterschiedliche Algorithmen

Um die unterschiedlichen Eigenschaften der in Kapitel 3.1 beschriebenen Transformationen zu verdeutlichen, werden in diesem Kapitel einige Spektren bzw. Zeit-Frequenz Verteilungen miteinander verglichen. Die untersuchten Transformationen sind die Kurzzeit-Fourier-Transformation (*STFT*), die Wigner-Ville-Transformation (*WVT*) und die Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation (*spWVT*).

In Abb. 4.4 - 4.6 sind die EMG-Zeitsignale und die resultierenden Spektren des *M. erector spinae* über ein Zeitintervall von 128 ms dargestellt. Alle drei Spektren zeigen ausgeprägte Frequenzbänder im unteren und geringe Amplituden im Bereich hoher Frequenzen. Das entspricht den Eigenschaften, die elektrischen Muskelsignale aus physiologischer Sicht mit sich bringen (vgl. Kapitel 2.1). In Abbildung 4.4 sind die Zeit- und Frequenzkurven, die sich aus der Anwendung der *STFT* ergeben, zu sehen. Im Unterschied zu den beiden anderen Transformationen, zeigt die Fensterung des Zeitsignals einen deutlichen Einfluss auf den Verlauf der Amplituden. Es kommt zu einer Dämpfung der Signalanteile an den Rändern des Zeitintervalls (Abb. 4.4-oben). Es handelt sich

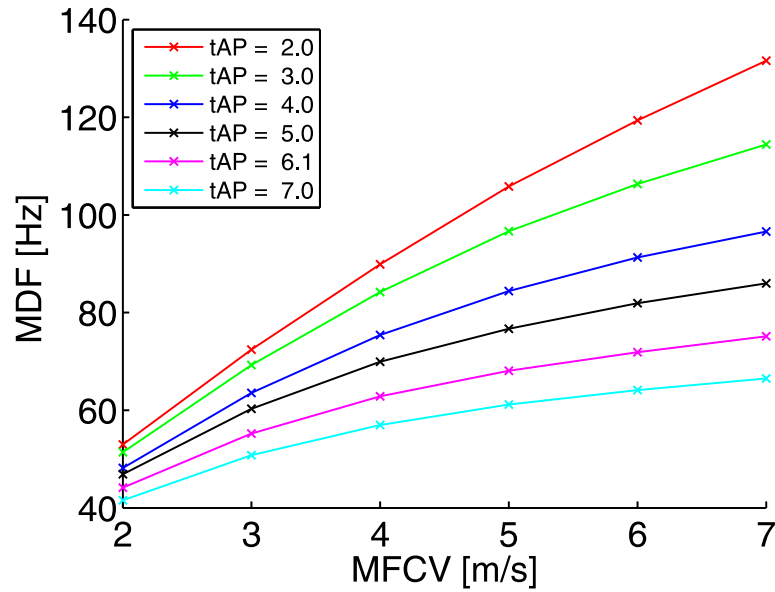


Abbildung 4.3: Darstellung des Zusammenhangs von Muskelfaserleitgeschwindigkeit (MFCV) und Medianfrequenz (MDF) für Pulsbreiten (tAP) von 2 – 7 ms

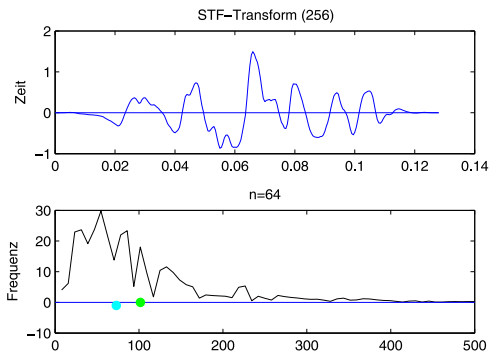


Abbildung 4.4: Methode: STFT

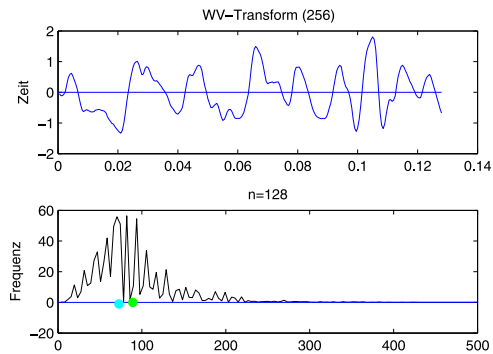


Abbildung 4.5: Methode: WVT

hier um die Anwendung des Hannig-Fensters¹ (Stearns & David, 1988). Die Fensterbreite beträgt 128 ms. Das entspricht bei einer Abtastfrequenz von 2 kHz 256 Signalpunkten.

Das Spektrum des gleichen Signalausschnitts, das sich aus der Anwendung der Wigner-Ville Transformation ergibt, ist in Abbildung 4.5 dargestellt. Da das

¹ $w(n) = 0.5 \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi n}{N-1} \right) \right)$

4.1 Ergebnisse der spektralanalytischen Methode

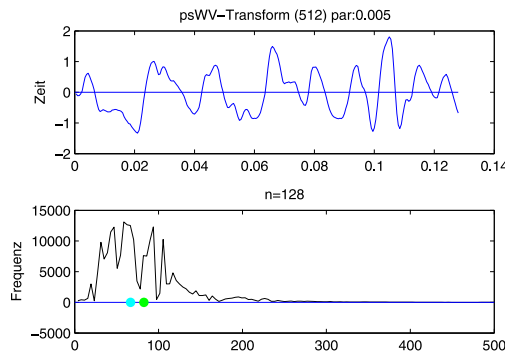


Abbildung 4.6: Methode: *psWVT*. Die Abbildungen 4.4 - 4.6 zeigen jeweils im oberen Teil das Zeitsignal und im unteren Teil das entsprechende Frequenzspektrum. Die Markierungen an der Frequenzachse geben die Lage der Median- (cyan) und der mittleren Frequenz (grün) an.

Zeitsignal nicht gefenstert werden muss, sind die Signalanteile an den Rändern nicht abgeschwächt. Das Spektrum zeigt eine höhere Frequenzauflösung im Vergleich zur Kurzzeit-Fourier-Transformation (*STFT*). Die Transformation erzeugt jedoch im Frequenzspektrum des EMG-Signals Kreuzterme, die nicht Bestandteil des Originalsignals sind (vgl. 3.1.3).

In Abbildung 4.6 ist das Zeitsignal und das resultierende Frequenzspektrum der smooth-pseudo-Wigner-Ville-Transformation zu sehen. Der Filterparameter σ der zweidimensionalen Filterfunktion (Gleichung 3.13) beträgt 0,005. Das Spektrum besitzt eine höhere Frequenzauflösung im Vergleich zur *STFT*. Zudem sind die durch die Kreuzterme verursachten zusätzlichen Frequenzanteile aus dem Signal herausgefiltert. Das Spektrum zeigt ausgeprägtere Frequenzbänder als diejenigen, die sich aus der Anwendung der *STFT* ergeben (Abb. 4.4).

Interessant ist in diesem Zusammenhang noch das Resultat der Lage der Medianfrequenz (IMDF) und der Mittenfrequenz (IMNF). Die Spektren der *WVT* und der *spWVT* zeigen geringere Frequenzanteile im Bereich ab 250 Hz. Dadurch kommt es zu einer Verschiebung des Medianwertes zu geringeren Werten.

Die Abbildungen 4.7-4.9 zeigen die Zeit-Frequenz-Verteilung für die Aktivität des M. biceps femoris beim Heben einer Last. Zusätzlich ist der Verlauf der momentanen Medianfrequenz in die Abbildungen eingefügt. Dabei wird deutlich, dass die Berechnung der Medianfrequenz ausserhalb von Bereichen mit

nennenswerten Muskelaktivitäten zu keinen sinnvollen Werten führt (vgl. dazu Kap. 5.1.2).

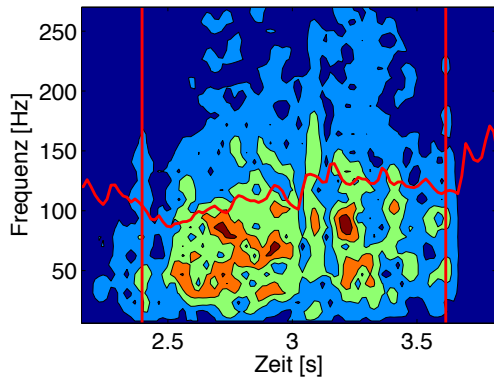


Abbildung 4.7: Methode: *STFT*

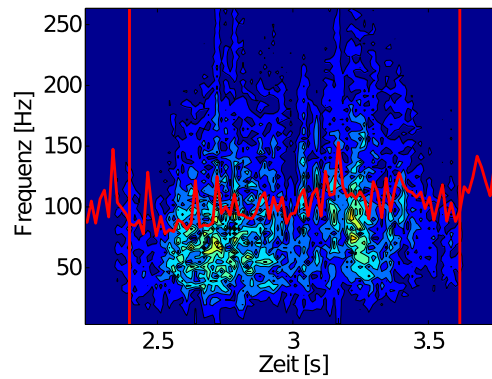


Abbildung 4.8: Methode: *WVT*

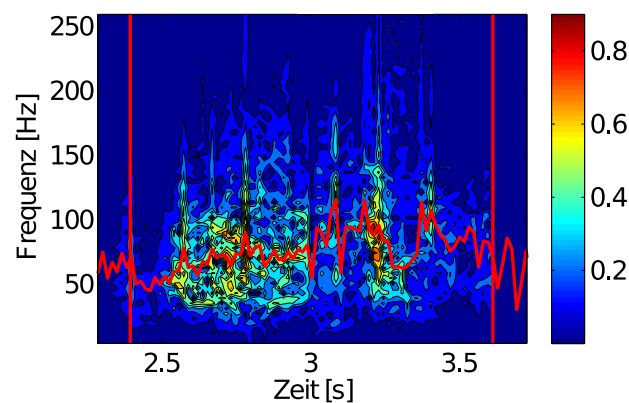


Abbildung 4.9: Methode: *psWVT*; Abbildungen 4.7 - 4.9: Zeit-Frequenz-Verteilung einer dynamischen Muskelaktivität des M. biceps femoris beim Heben einer Last. Die roten Striche markieren den Hebevorgang. Die schwarze Kurve zeigt den Verlauf der momentanen Medianfrequenz.

Alle drei untersuchten Verfahren zeigen eine ähnliche Verteilung der Aktivitätsmaxima. Es ist jedoch zu erkennen, dass die Abbildung 4.9 eine deutlichere Strukturierung besitzt, als das für die Zeit-Frequenz-Verteilung der *STFT* in Abbildung 4.7 der Fall ist. Die einzelnen Frequenzmaxima sind klar voneinander getrennt. Der Verlauf der Medianfrequenz für die *WVT* ist jedoch durch eine Vielzahl von lokalen Frequenzschwankungen gekennzeichnet.

4.1.3 Zeit-Frequenz-Verteilung von EMG-Signalen

In Abbildung 4.10 und 4.11 sind zwei Zeit-Frequenz-Verteilungen von EMG-Signalen dynamischer Muskelkontraktionen des Muskels *M. vastus lateralis* und *M. erector spinae* dargestellt. Die Aktivitäten sind während des viermaligen Hebens einer Last von 7 kg aufgenommen worden. Es ist deutlich, dass die Aktivitäten des *M. vastus lateralis* wesentlich akzentuierter auftreten, d.h. die Muskelaktivitäten finden in kürzeren Zeitabschnitten statt. Insgesamt erstrecken sich die Frequenzanteile bis zu Werten um etwa 250 Hz . Dies entspricht in etwa Berechnungen² bei einer Elektrodenkonfiguration mit einem Abstand von 20 mm und Muskelfaserleitgeschwindigkeiten von $2 - 6\frac{\text{m}}{\text{s}}$. Der Schwerpunkt

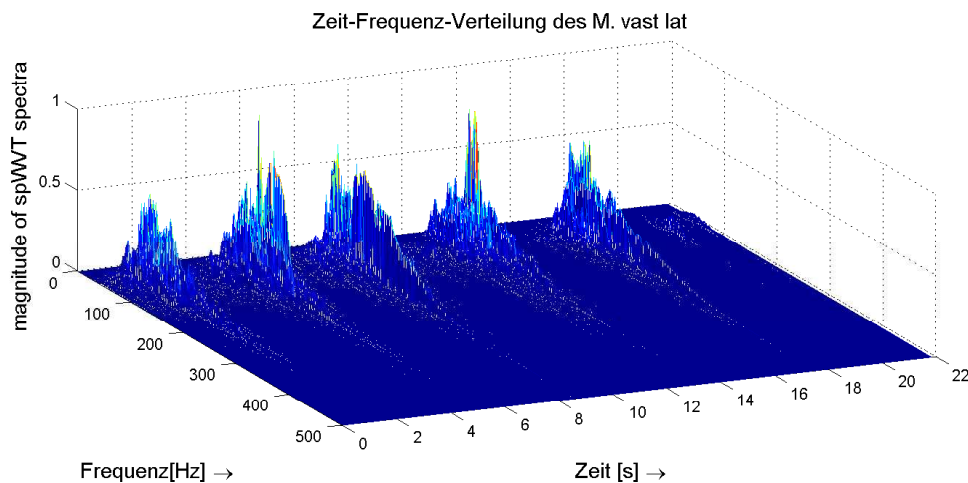


Abbildung 4.10: Zeit-Frequenz-Verhalten des Muskels *M. vastus lateralis* für vier Hebungen mit einer Last von 7 kg

der spektralen Aktivität liegt in einem Bereich zwischen 50 Hz und 150 Hz .

Auswertung von kurzen dynamischen Muskelkontraktionen Mit Hilfe der Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation ist es möglich, Änderungen innerhalb von Muskelkontraktionen in Zeitintervallen unter 50 ms zu detektieren. In Abbildung 4.12 ist die normierte Zeit-Frequenz-Verteilung der elektrischen Muskelaktivität des *M. erector spinae* beim Anheben einer Last von 15 kg zu sehen. Das aufgenommene Zeitintervall beträgt $dt = 200\text{ ms}$. Während der Muskelaktivität sind deutlich zwei Phasen zu erkennen, in denen kurzfristig hohe Frequenzanteile im Signal auftauchen. Diese Signaländerungen liegen im

²Abschätzung der Einzelpuls-Frequenzen: $T = \frac{s}{v}$; mit $s = 22\text{ mm}$ und $v = [2...6\frac{\text{m}}{\text{s}}]$ ergeben sich Frequenzen $\nu = \frac{1}{T}$ zwischen $100 - 275\text{ Hz}$

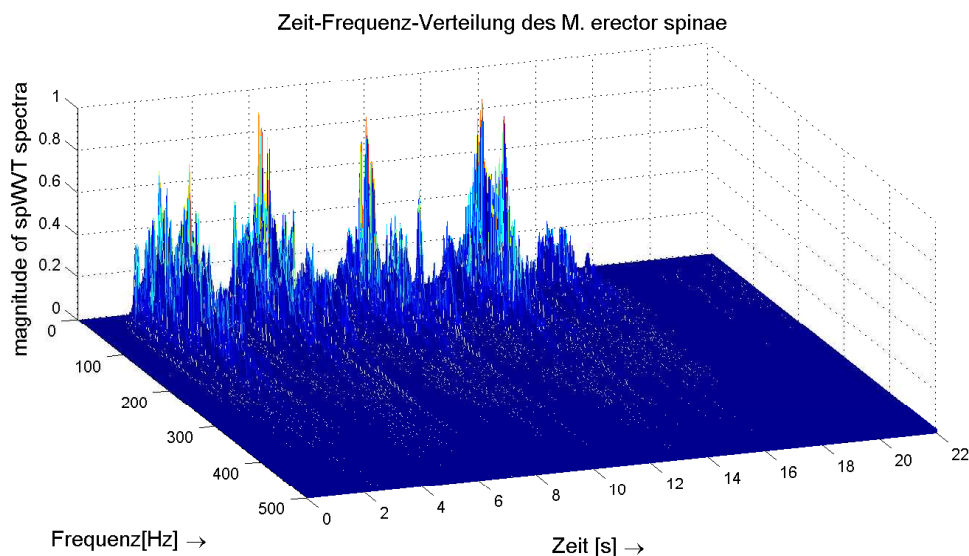


Abbildung 4.11: Zeit-Frequenz-Verhalten des Muskels M. erector spinae für vier Hebungen mit einer Last von 7 kg

Bereich von 20 ms. Konsequenterweise macht sich die Änderung in der Zeit-Frequenz-Verteilung auch auf den Verlauf der Medianfrequenz bemerkbar. Zu diesen Zeitpunkten sind entsprechend zwei lokale Maxima zu sehen. Durch die hohe Zeit- und Frequenzauflösung des mathematischen Algorithmus ist es möglich kurzfristige Änderungen in der elektrischen Aktivität zu analysieren. Nach den gegenwärtigen Erkenntnissen (vgl. Kap. 2.1) könnten diese Änderungen mit der Rekrutierung von schnellen TypII-Muskelfasern assoziiert sein. Eine eindeutige Zuordnung dieser Analyseergebnisse zu den entsprechenden physiologischen Ursachen kann jedoch an dieser Stelle nicht erfolgen.

Auswertung von längeren Zeitintervallen Ein Vergleich des IMDF-Verlaufs für die Algorithmen der *STFT* und der *spWVT* ist in den Abbildungen 4.13 und 4.14 zu sehen. Die Verläufe zeigen unterschiedliche Änderungsfrequenzen. Die Kurve für *spWVT* zeigt größere Zeit- und Frequenzauflösung für den Verlauf der Medianfrequenz. Die gemittelte Kurve (rote Kurve) zeigt jedoch für beide Verfahren einen ähnlichen Verlauf. Die Betrachtung der mittleren Leistungsdichte von dynamischen EMG-Signalen ist für große Beobachtungsintervalle (> 500 ms) von allen hier vorgestellten Algorithmen möglich.

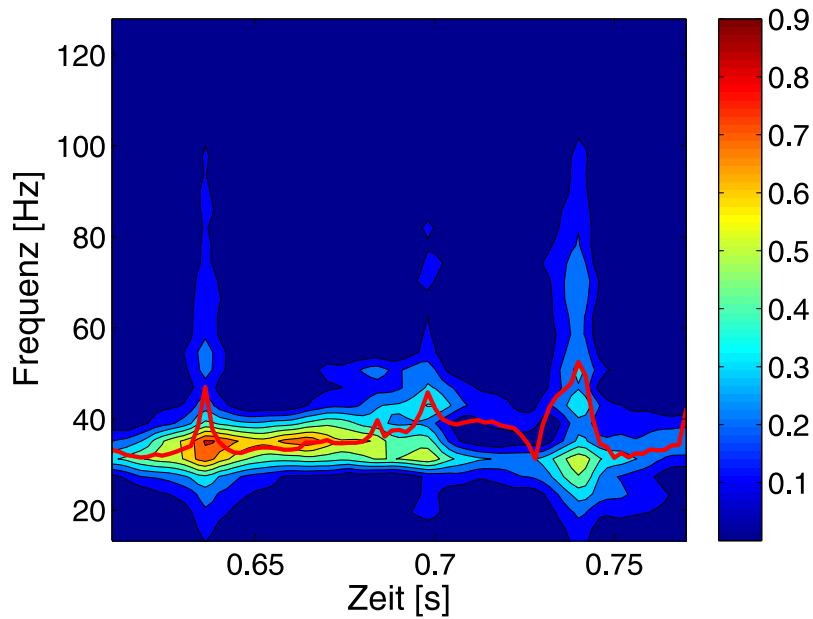


Abbildung 4.12: Zeit-Frequenz-Verteilung einer Muskelaktivität. Die rote Kurve zeigt den Verlauf der momentanen Medianfrequenz.

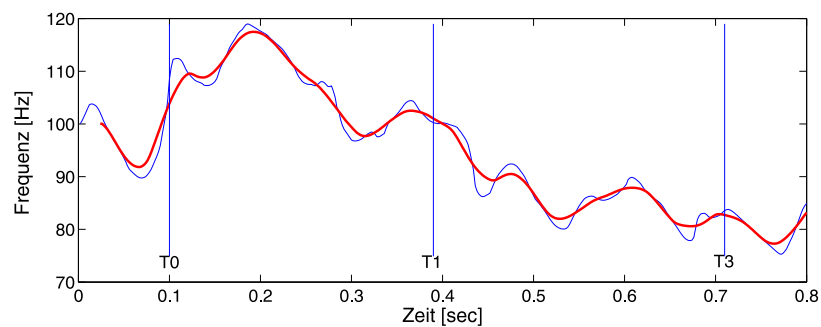


Abbildung 4.13: Verlauf der Medianfrequenz (blaue Kurve) für den M. vastus lateralis beim Heben einer Last von 30 kg mit der Methode der STFT. Die Fensterbreite beträgt 256 Pkt. bei einer Abtastrate von 2 kHz. Die Zeitpunkte T0 bis T3 sind in Kap. 3.2.4 erklärt. Die rote Kurve stellt den tiefpassgefilterten Verlauf dar.

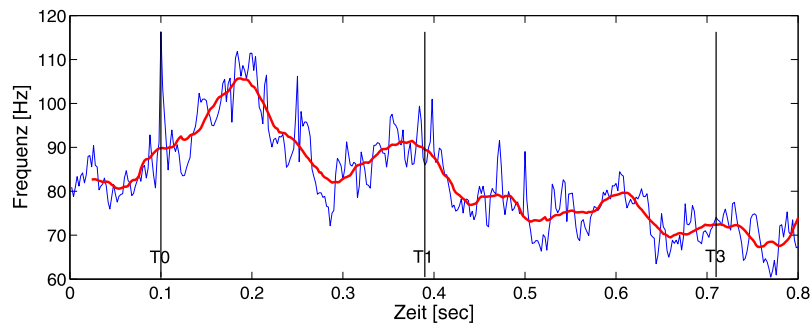


Abbildung 4.14: Verlauf der Medianfrequenz mit der Methode der *spWVT*.
Sonst gelten die Daten aus Abbildung 4.13.

4.2 Ergebnisse der Untersuchung des PILE-Tests

4.2.1 Ergebnisse der amplitudenbezogenen EMG-Parameter

Die Auswertung der amplitudenbezogenen Messparameter wurde nach der in Kapitel 3.2.4 beschriebenen Methodik durchgeführt. In Abbildung 4.15 ist das

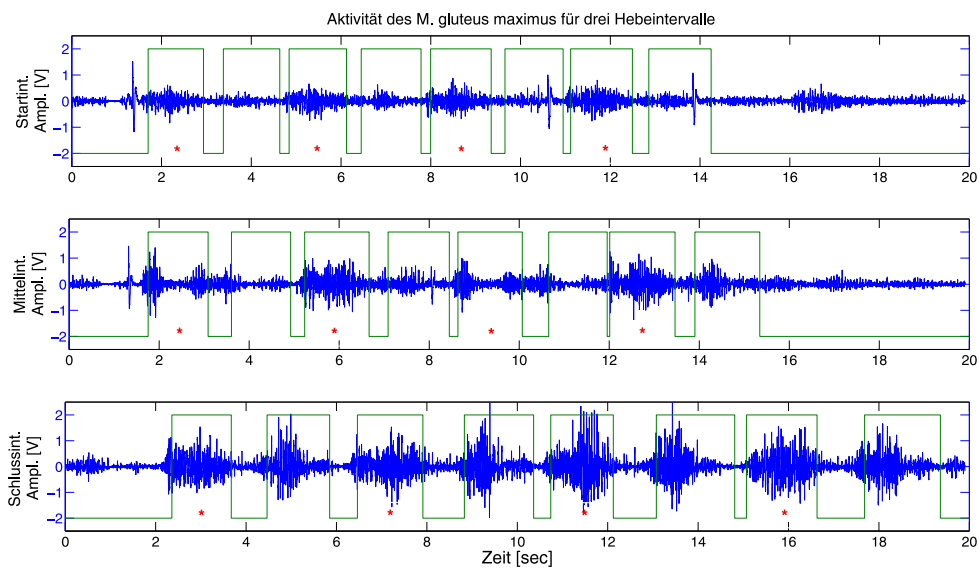


Abbildung 4.15: EMG-Signal des M. gluteus maximus für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Das Synchronisationssignal zeigt den Status der Kiste mit Stand- und Bewegungsphasen. Die Markierungen (*) kennzeichnen die jeweiligen Hebephasen..

aufgenommene Rohsignal des M. gluteus maximus für drei Intervalle mit unterschiedlichen Lasten (4 kg/19 kg/34 kg) dargestellt. Zusätzlich zum EMG-Signal ist das Signal der Kiste mit den entsprechenden Bewegungs- und Standphasen zu sehen (vgl. 3.2.4). Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Analysen beziehen sich auf die Funktionsphase „Anheben der Last“. Die entsprechenden Phasen sind für alle drei Intervalle gekennzeichnet.

Es fällt auf, dass die vier Hebevorgänge dieses Probanden mit zunehmender Last in einer längeren Zeit absolviert werden. Dabei ändern sich die Aktivitätszeiten in geringerem Umfang als dies für die Pausen zwischen den Bewegungsphasen zu sehen ist. Im Schlussintervall wird die vorgegebene Gesamtzeit nur knapp unterschritten. Dabei erhöht sich die Signalamplitude des Muskels M. gluteus maximus mit steigender Last.

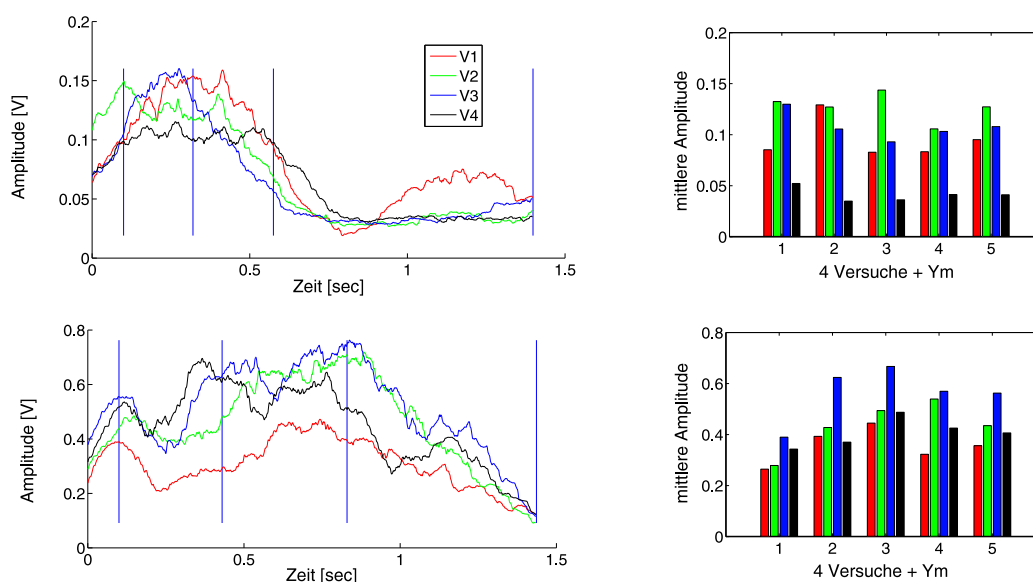


Abbildung 4.16: EMG-Signal des M. gluteus maximus für das Start- und Schlussintervall mit jeweils vier Hebungen (links). Rechts sind die mittleren Aktivitäten für jeden Versuch und die Gesamtkaktivitäten aller Versuche(5) für die Zeitphasen dargestellt.

Der Verlauf der EMG-Signale für die Hebephases aus Abbildung 4.15 sind in Abbildung 4.16 dargestellt. Um die vier unterschiedlichen Hebungen zu vergleichen, sind die einzelnen zeitlichen Funktionsphasen Voraktivität (VA:bis T0), Initialphase (IP:T0-T1), Sekundärphase (SP:T1-T2) und Abstellphase (AP: T2-T3) zeitnormiert worden. Auf der Abszisse sind die mittleren Zeitintervalle aufgetragen. Die Abbildung enthält den Verlauf von jeweils vier Hebungen für

das Start- und Schlussintervall. Auf der rechten Seite ist die resultierende mittlere Aktivität für die vier Versuche und der gemittelte Wert über alle Hebungen aufgetragen.

Die Aktivitäten des M. gluteus maximus zeigen für beide Intervalle Unterschiede bezüglich der Konstanz der Bewegung. Diese ist in der Sekundärphase deutlich größer als in der Abstellphase. Dies gilt besonders für das Schlussintervall. Für das Startintervall sind zwei Aktivitätsmaxima zu sehen. Das erste beim Anheben der Last und das zweite am Ende der Sekundärphase, wenn sich die Last in Hüfthöhe befindet. Das erste Maximum kann dem initialen Überwinden der Trägheit der Last zugeschrieben werden. Das zweite Aktivitätsmaximum resultiert aus dem Ausstrecken der Arme um das Gewicht über den Tisch zu bewegen. Dieser Vorgang ist mit einem erhöhten Lastmoment bezüglich der Lendenwirbelsäule verbunden, das über Muskelkraftmomente der Rumpflextensoren kompensiert werden muss (Brinckmann et al., 2000).

Im Schlussintervall zeigen sich sowohl zu Beginn der Hebung als auch in der Abstellphase große Differenzen im Amplitudenverlauf. Dies wird durch eine Vergrößerung der Standardabweichung für die beiden Phasen verdeutlicht. Das zweite Aktivierungsmaximum verschiebt sich in die Abstellphase hinein. Eindeutige Zuordnungen der einzelnen Muskelaktivitäten zu funktionellen Bewegungen, bzw. Gelenkstabilisierungen sind nur unter Zuhilfenahme der Gesamtkoordinationsmuster der untersuchten Muskeln möglich. Dies wird jedoch nicht im Rahmen der hier vorgestellten Untersuchung durchgeführt. Der Verlauf der mittleren Amplituden für die drei Funktionsphasen VA, IP und SP über die durchgeführten Intervalle des gesamten PILE-Tests eines Probanden sind in Abbildung 4.17 dargestellt. Es handelt sich um die Gruppe der Rumpffextensoren. Die Amplituden sind auf das dynamische Maximum des entsprechenden Muskels normiert. Das dynamische Maximum ergibt sich aus der größten mittleren Aktivität einer Funktionsphase des Hebevorgangs für alle absolvierten Intervalle.

Die Werte zeigen für die Muskeln BF, M. gluteus maximus und M. erector spinae einen Anstieg der jeweiligen Hauptaktivitätsphasen. Für den Muskel BF zeigt sich eine geringe Amplitude für die Phase der Voraktivität und nur eine geringe Steigerung für die Initialphase. Das steht im Zusammenhang mit der Funktion des zweigelenkigen Muskels. Zu Beginn der Bewegung würde die kniebeugende Funktion des BF gegen die Wirkung der Kniestrecker kontraproduktiv sein. Erst in der Sekundärphase der Hebung kommt die Wirkung als Hüftstrecker zur Geltung. Auch die Amplituden des M. gluteus maximus zeigen einen ähnlichen Verlauf mit entsprechender Aktivitätsverteilung innerhalb der Hebeintervalle. Anders sehen die Aktivitätsmaxima beim M. erector

spinae aus. Die größten Aktivitäten treten in der Voraktivierungsphase der Hebung auf. Dies kann einer rumpfstabilisierenden Funktion zugeschrieben werden. Im letzten Intervall zeigt sich eine Verschiebung der Amplitudenrelationen innerhalb der drei Funktionsphasen. Das Maximum der Aktivität befindet sich nun in der Sekundärphase, d.h. die größten Amplituden werden erst im zweiten Teil des Hebevorgangs erreicht.

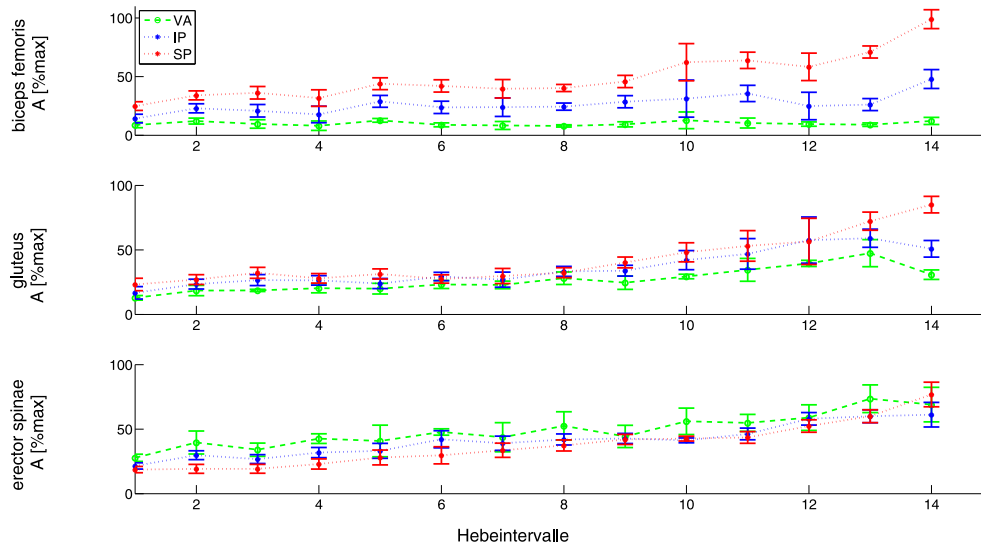


Abbildung 4.17: Verlauf der mittleren Amplituden für die drei Funktionsphasen Voraktivität (VA), Initialphase (IP) und Sekundärphase (SP) der Muskeln M. rectus femoris, M. gluteus maximus und M. erector spinae. Die Werte beziehen sich auf das jeweilige dynamische Maximum aller Hebungen.

Analog zu den Verläufen der mittleren Amplituden für die Rumpfextensoren sind in Abbildung 4.18 die entsprechenden Daten für die Muskeln M. vastus lateralis, M. biceps brachii und M. gastrocnemius aufgetragen. Auch hier geben die Standardabweichungen einen Eindruck von der Bewegungskonstanz der vier Hebungen eines Intervalls.

Die Aktivitäten des M. vastus lateralis weisen zu Beginn des Versuchs für die drei Hebephasen VA, IP und SP eine geringe Differenz auf. Diese nimmt mit steigender Last zwischen der Phase der Voraktivität und den beiden Hebephasen IP und SP deutlich zu. Die ‚Beinarbeit‘ wird für schwerere Lasten mit einer hohen Voraktivität begonnen. Generell nimmt die Aktivität bis zum vorletzten Intervall zu, im letzten nimmt sie hingegen leicht ab. Dies gilt besonders für die mittleren Amplituden der zweiten Hebephase (SP).

4 Ergebnisse

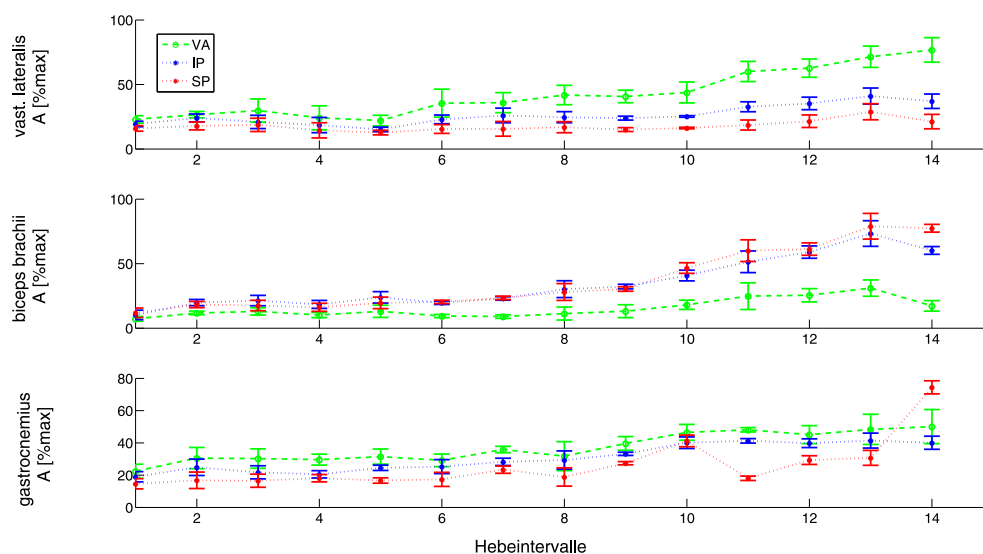


Abbildung 4.18: Verlauf der mittleren Amplituden für die drei Funktionsphasen Voraktivität (VA:grün), Initialphase (IP:blau) und Sekundärphase (SP:rot) der Muskeln M. vastus lateralis, M. biceps brachii und M. gastrocnemius.

Die Aktivität des M. biceps brachii zeigt für den untersuchten Probanden einen anderen Verlauf als für den des M. vastus lateralis. Die Hauptaktivitäten liegen von Anfang an in den beiden Hebephase IP und SP. Die Aktivität in der Phase VA ist über den gesamten Test gering. Für die letzten Versuche werden die größten Aktivitäten in der Sekundärphase beobachtet. Dies kann auf eine zusätzliche Beschleunigung der Last kurz vor dem Absetzen der Last beim Überwinden der Tischhöhe zurückgeführt werden. Diese Muskelaktivität ermöglicht es, das Intervall noch zu Ende zu bringen. Dazu passt die Messung der mittleren Amplitude des M. gastrocnemius. Auch hier wird im letzten Intervall eine Erhöhung der Aktivität in der zweiten Hebephase (SP) verzeichnet. Ansonsten zeigt der Verlauf einen stetigen Zuwachs mit steigenden Lasten. Da das dynamische Maximum der Aktivität für einige Muskeln in der Abstellphase (AP) liegt, erreichen die dargestellten Amplituden nicht immer die 100 % Marke.

Die Auswertung der einzelnen Verläufe der Amplituden der 22 Probanden zeigt eine Vielzahl von unterschiedlichen Aktivierungsmustern. Um die zeitlichen Veränderungen der elektromyographischen Signale zu quantifizieren, wurden die Amplituden der jeweiligen Hauptaktivitätsphasen (siehe A.1) für drei Intervalle bestimmt. Es handelt sich dabei um das Start-, das Mittel- und

Tabelle 4.1: Werte der relativen EMG-Amplituden und die Standardabweichungen für die Hebephase IP und SP. Die Werte sind für das Start-, Mittel- und Schlussintervall eingetragen. Die signifikanten Änderungen beziehen sich auf das Startintervall ((**)) $p < 0,001$

Amplitude(Muskel)	Startintervall	Mittelintervall	Schlussintervall
A(ES) [%MVC]	27,27 (7,01)	**48,71 (8,62)	**68,02 (10,47)
A(GL) [%MVC]	19,65 (4,76)	**34,11 (7,25)	**63,94 (10,81)
A(VL) [%MVC]	27,72 (9,80)	**42,43 (11,09)	**60,39 (9,97)
A(BF) [%MVC]	20,23 (8,03)	**30,94 (12,07)	**58,70 (15,21)
A(GA) [%MVC]	13,12 (5,94)	**28,30 (11,99)	**51,02 (16,00)
A(BB) [%MVC]	10,53 (3,45)	**44,62 (14,23)	**68,78 (9,50)

das Schlussintervall jedes Probanden. Die Hauptaktivitäten wurden für einige Probanden aufgrund des unterschiedlichen Bewegungsverhaltens abweichend von der Einteilung in Tabelle A.1 angepasst. Die Auswertung der Aktivitäten ist in Tabelle 4.1 und Abbildung 4.19 dargestellt. Die Werte %MVC beziehen sich auf den maximalen Betrag der Funktionsphasen VA, IP, SP und AP. Es zeigt sich für die Gesamtgruppe eine signifikante Zunahme der Aktivitäten für alle untersuchten Muskeln mit steigender Last.

Die Tabelle der einzelnen Amplitudenwerte (Tabelle A.8 bis A.10) und die entsprechenden Hauptaktivitätsphasen (Tabelle A.1) sind im Anhang ausgeführt.

Resultate zum Bewegungsverhalten

Zum Bewegungsverhalten werden hier zwei Ergebnisse der EMG-Auswertung dargestellt, die im Zusammenhang mit der Frage des Selbstgefährdungsrisikos des PILE-Tests ohne Bewegungsanweisung von Belang sind.

Das erste Merkmal betrifft die Bewegungskonstanz für die vier Hebungen innerhalb eines Intervalls. Dazu ist in Abbildung 4.20 der zeitliche Verlauf der Amplitude des M. rectus femoris für zwei Probanden dargestellt. In der linken Abbildung sind die Amplituden eines Kaderathleten des deutschen Ruderverbandes zu sehen. Es fällt auf, dass die Muskelaktivierung nach einem automatisierten Schema abläuft. Es zeigen sich akzentuierte Bewegungsaktivitäten mit geringen Abweichungen zwischen den Versuchen. Bei dem zweiten Probanden lassen sich demgegenüber große Differenzen zwischen den einzelnen Versuchen ablesen. Die Kurven zeigen keine ausgeprägten Aktivierungsphasen, wie dies bei dem ersten Probanden zu sehen ist. Ein weiterer Aspekt

4 Ergebnisse

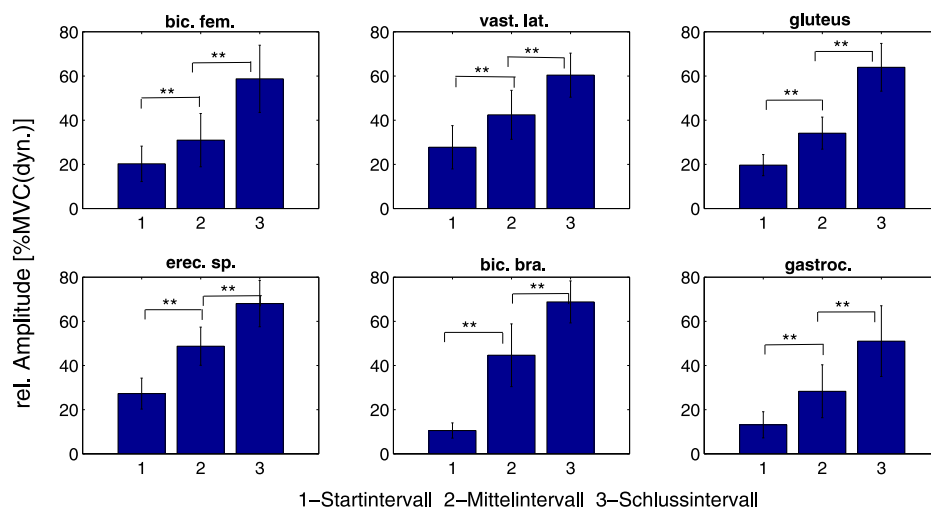


Abbildung 4.19: Verlauf der relativen Amplituden in den Hauptaktivitätsphasen, bezogen auf das dynamische Maximum. Für die sechs untersuchten Muskeln werden die Aktivitäten für die jeweiligen Start-, Mittel- und Schlussintervalle dargestellt. Alle Amplituden zeigen signifikante Änderungen ((**) $p < 0,001$) zwischen den Hebeintervallen

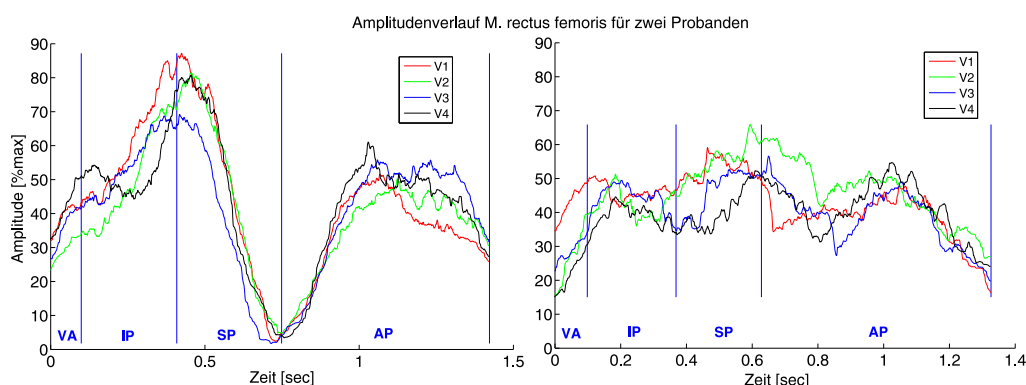


Abbildung 4.20: Aktivitätsverlauf für den M. biceps femoris von vier Hebungen eines Intervalls von zwei Probanden.

des Bewegungsverhaltens bezieht sich auf die Aktivierung der Rückenstrecker für einen ‚Beinheber‘ und einen ‚Rumpfheber‘ in der initialen Hebephase³. In Abbildung 4.21 sind die Amplitudenverläufe für den M. erector spinae für Intervalle am Ende des Tests dargestellt. Die Last beträgt 44 kg (links) bzw. 39 kg

³Eine Klassifizierung von Hebetypen wird von Tidow (Tidow et al., 1999) beschrieben.

(rechts). Es ist offensichtlich, dass die Aktivität des M. erector spinae für den Rumpfheber erst in der zweiten Hebephase (SP) nennenswert ansteigt. Für den Beinheber ist in dieser Phase schon eine deutlich größere Aktivität vorhanden. Relevant wird diese Tatsache in Verbindung mit den hohen Kräften, die gerade in dieser Phase auftreten (siehe dazu Kapitel 4.2.4).

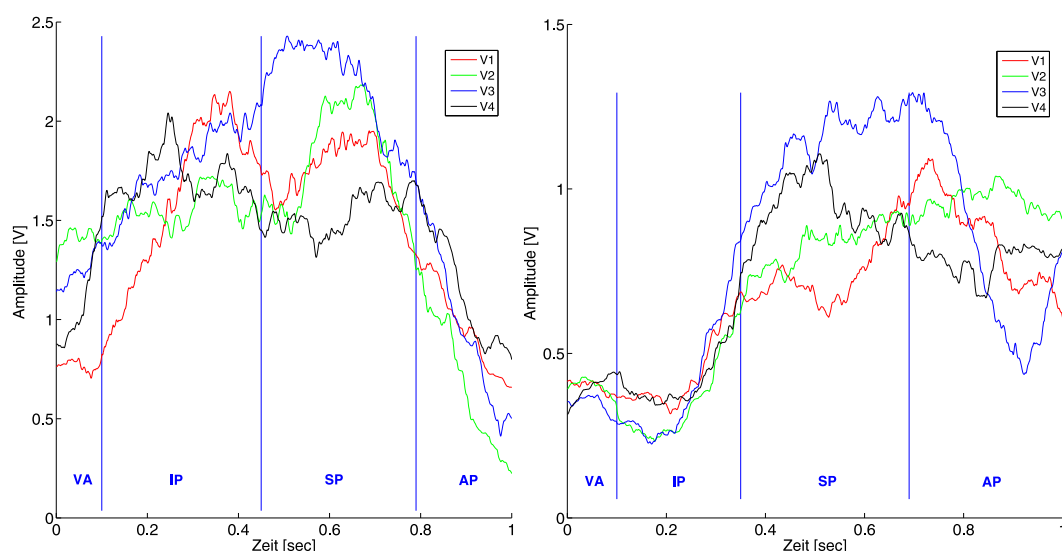


Abbildung 4.21: Aktivitätsverläufe für den M. erector spinae von vier Hebungen eines Intervalls von einem „Beinheber“ (linke Seite) und einem „Rumpfheber“ mit kyphotischer LWS-Stellung.

4.2.2 Ergebnisse der frequenzbezogenen EMG-Parameter

Die Auswertung der momentanen Medianfrequenz (vgl. Formel 3.15 in Kap. 3.1.5) wird innerhalb der Hebungen für die Phasen der Hauptaktivität (siehe Tab. A.1) durchgeführt. Zur Verdeutlichung der Veränderungen, die im Verlauf des PILE-Tests detektiert wurden, sind in Abbildung 4.22 die Zeit-Frequenz-Verteilungen für den M. erector spinae eines Probanden in zwei unterschiedlichen Stadien des Versuchs dargestellt. Zu Beginn des Tests (linke Seite) zeigt die Verteilung eine breite Aktivitätsphase und im Vergleich zum Signal des 19-ten Hebeintervalls deutlich größere Frequenzanteile im Bereich um 200 Hz. Die Verteilung für das Schlussintervall zeigt demgegenüber kürzere, aber prägnantere Aktivitätsphasen, die auf einen geringeren Frequenzbereich begrenzt sind.

4 Ergebnisse

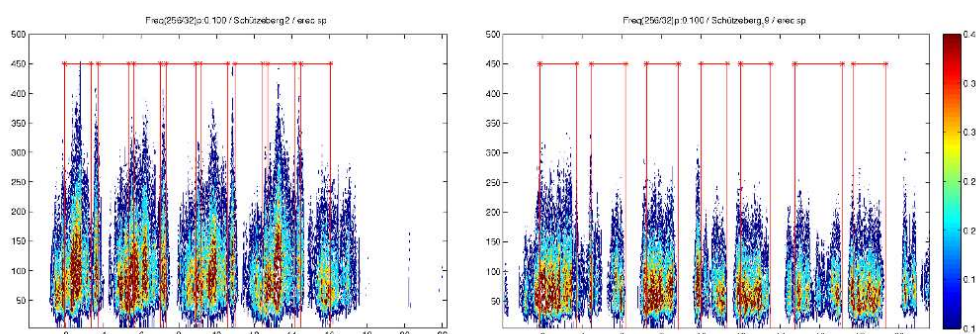


Abbildung 4.22: Zeit-Frequenz-Verteilung des Muskels M. erector spinae mit einer Last von 4 kg und 49 kg

In Tabelle 4.2 sind die Werte der Medianfrequenz für die Start-, Mittel- und Schlussintervalle der Untersuchungsgruppe aufgelistet. Die Werte sind in Abbildung 4.23 übertragen. Die Einzelwerte sind im Anhang aufgeführt (Liste A.11 bis A.13) Es fällt auf, dass die Muskeln mit der Funktion der Rumpfexten-

Tabelle 4.2: Werte der mittleren Medianfrequenzen (MDF) und SD der untersuchten Muskeln. Die Werte sind für das Start-, Mittel- und Schlussintervall eingetragen. Die signifikanten Änderungen beziehen sich auf das Startintervall ((*) $p < 0,5$; (**) $p < 0,001$)

MDF(Muskel)	Startintervall	Mittelintervall	Schlussintervall
MDF(ES) [Hz]	88,25 (18,44)	**78,55 (19,49)	**64,74 (14,87)
MDF(GL) [Hz]	67,66 (12,02)	*63,79 (09,81)	**60,84 (10,72)
MDF(VL) [Hz]	92,90 (15,50)	90,17 (13,35)	90,00 (14,32)
MDF(BF) [Hz]	96,12 (18,12)	*90,54 (16,47)	*88,18 (16,31)
MDF(GA) [Hz]	108,32 (13,94)	108,42 (12,88)	106,67 (14,27)
MDF(BB) [Hz]	67,85 (08,40)	**72,83 (8,33)	66,33 (10,36)

sion einen Rückgang der Medianfrequenzen mit fortschreitender Versuchsdauer aufweisen. Der deutlichste Abfall der IMDF wird für den M. erector spinae gemessen. Dies bestätigt die erste Arbeitshypothese. Anders verhält es sich bei den Beinmuskeln. Der M. gastrocnemius zeigt keine Änderung im Frequenzverhalten über den gesamten Versuchsablauf. Der M. vastus lateralis weist nur eine geringe, aber nicht signifikante, Verminderung der Frequenzwerte für die drei Hebeintervalle auf. Damit kann auch die zweite Arbeitshypothese bestätigt werden.

Der M. biceps brachii zeigt von allen untersuchten Muskeln ein besonderes Ver-

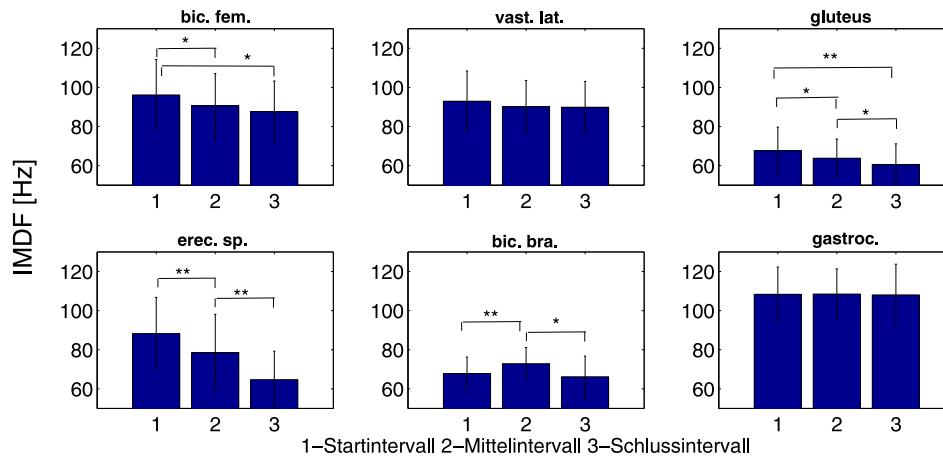


Abbildung 4.23: Veränderungen der Medianfrequenzen in den Hauptaktivitätsphasen. Für die sechs untersuchten Muskeln werden die Medianfrequenzen für die jeweiligen Start-, Mittel- und Schlussintervalle dargestellt ((*) $p < 0,5$; (**) $p < 0,001$).

halten bezüglich des Verlaufs der Medianfrequenz. Hier steigen die Medianfrequenzen zum Mittelintervall zunächst an, um dann im Schlussintervall wieder auf den Ausgangswert zu fallen.

Zur weiteren Auswertung werden die Ergebnisse der beiden Hauptkinetoren der Hebebewegung gegenübergestellt. In Abbildung 4.24 und 4.25 sind die Verläufe der IMDF für zwei Probanden über alle Hebeintervalle dargestellt. In der ersten Abbildung sind im oberen Bildausschnitt die Werte des M. vastus lateralis für die Phasen VA und IP eingetragen. Sie zeigen über den gesamten Test keine signifikanten Änderungen. Es fällt jedoch auf, dass die Frequenzwerte für die Phase IP etwas höher ausfallen als für die Phase VA.

Demgegenüber verringern sich die Werte für den M. erector spinae schon frühzeitig während des Testverlaufs. Dies setzt sich nach einer Phase der Stagnation (IV 8-12) zum Ende des Versuchs fort. Die Unterschiede für die Phasen VA und IP sind nur für geringe Lasten zu beobachten. Für höhere Lasten zeigen sich keine Abweichungen mehr für die Werte IMDF. Abbildung 4.25 zeigt für den M. vastus lateralis ebenfalls einen konstanten Verlauf über den gesamten Test. Die Werte sind generell höher als dies bei dem Probanden aus Abbildung 4.24 der Fall ist. Die Frequenzwerte der Voraktivierungsphase sind ebenfalls geringer als diejenigen der Initialphase.

Der Verlauf der IDMF für den M. erector spinae zeigt ein unterschiedliches Verhalten zu dem des ersten Probanden. Die Werte steigen zu Beginn des Tests

4 Ergebnisse

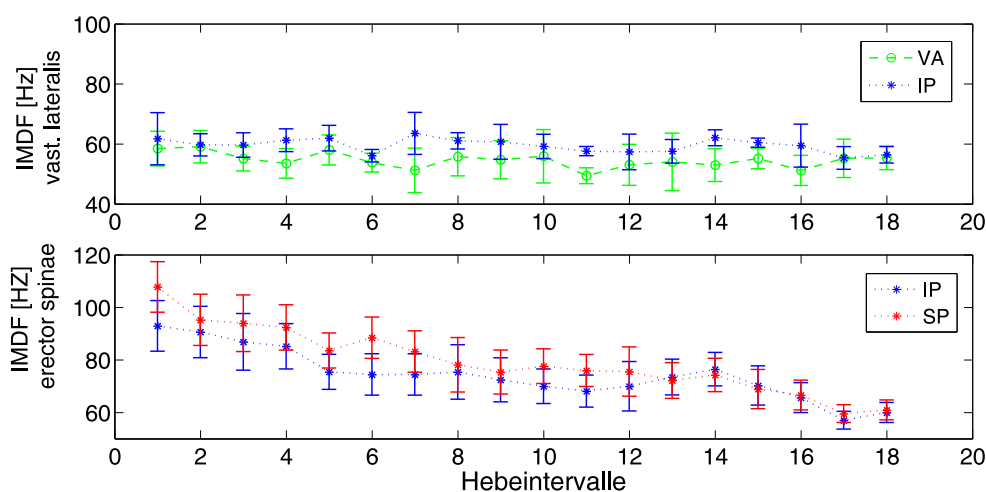


Abbildung 4.24: Verlauf der Medianfrequenz eines Probanden für die Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae über einen gesamten PILE-Test. Die Frequenzen sind getrennt für die Phase VA, IP und SP dargestellt.

leicht an, bleiben dann bis zum Intervall 11 nahezu konstant und fallen erst zum Schlussintervall hin ab.

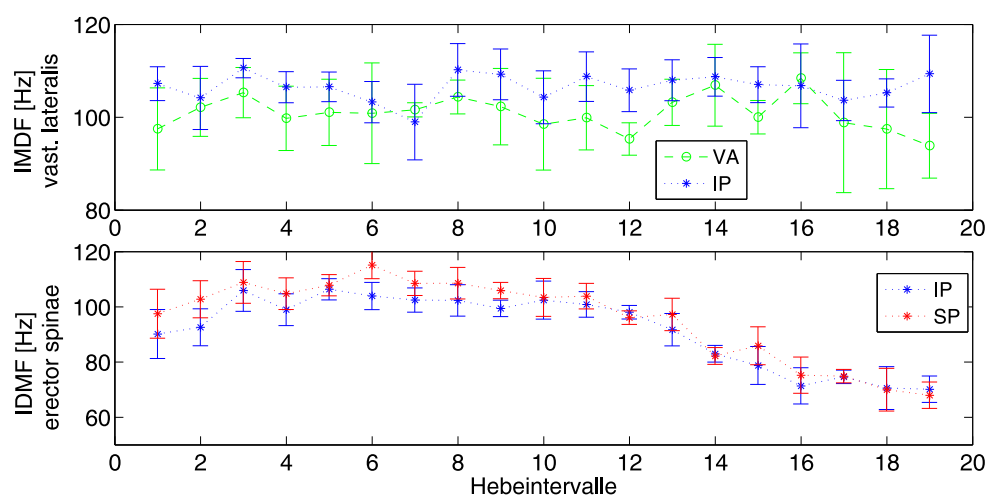


Abbildung 4.25: Verlauf der Medianfrequenz eines Probanden (Leistungssportler) für die Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae über einen gesamten PILE-Test. Die Frequenzen sind getrennt für die Phase VA, IP und SP dargestellt.

Um generelle Aussagen aus den spektralanalytischen Auswertungen ableiten

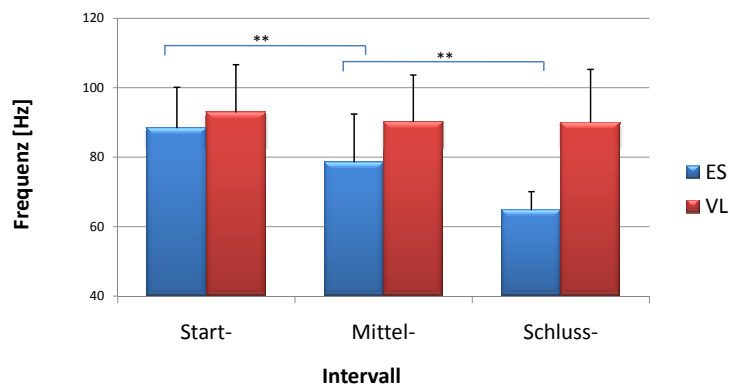


Abbildung 4.26: Medianfrequenzen der Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae für drei Hebeintervalle (Start-, Mittel- und Schlussintervall). ((*) $p < 0,001$)

zu können, sind die Änderungen der Medianfrequenzen für die beiden Stellvertretermuskeln der Hauptkinetoren der Hebebewegung in einer Abbildung für die Gesamtgruppe zusammengefasst. Es wird deutlich, dass auch unter der Voraussetzung unterschiedlichen Bewegungsverhaltens die Rumpfstreckmuskulatur einer Ermüdung unterliegt, währenddessen die Kniestreckmuskulatur keinen signifikanten Ermüdungseffekt zeigt. Um generelle Aussagen aus den spektralanalytischen Auswertungen ableiten zu können, sind die Änderungen der Medianfrequenzen für die beiden Stellvertretermuskeln der Hauptkinetoren der Hebebewegung in einer Abbildung für die Gesamtgruppe zusammengefasst. Es wird deutlich, dass auch unter der Voraussetzung unterschiedlichen Bewegungsverhaltens die Rumpfstreckmuskulatur einer Ermüdung unterliegt, währenddessen die Kniestreckmuskulatur keinen signifikanten Ermüdungseffekt zeigt.

4.2.3 Ergebnisse der kinematischen Untersuchung

Die kinematische Messung der Kniegelenk- und Rumpfneigewinkel wurde entsprechend der zeitlichen Gliederung der Hebevorgänge (siehe dazu Kap. 3.2.4) für die Zeitpunkte Startposition (T_0), Position der Kiste in Kniehöhe (T_1) und Hüfthöhe (T_2) bestimmt. Die Auswertung des Ellenbogenwinkels wurde bis zum Zeitpunkt Absetzen auf der Tischplatte (T_3) durchgeführt.

Die Werte der Knie- und Rumpfneigewinkel zu den Zeitpunkten T_0 , T_1 und T_2 für drei Hebeintervalle, dem Start-, Mittel- und Schlussintervall, sind in Tabelle

4 Ergebnisse

4.3 eingetragen.

Die Gelenkwinkel zum Zeitpunkt T_0 für das Start-, Mittel- und Schlussintervall sind in Abbildung 4.27 dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die beiden Winkel der Startposition sich mit steigenden Lasten verringern, d.h. der Rumpf richtet sich mit steigenden Lasten auf und die Probanden gehen mehr in die Knie. Die Hebungen werden im Schlussintervall aus einer tieferen Position begonnen. Aufgrund der großen Variabilität im Hebeverhalten sind diese Änderungen lediglich für den Kniewinkel in der Startposition statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Tabelle 4.3: Werte für Knie- und Rumpfeigewinkel in unterschiedlichen Positionen für das Start-(IVs), Mittel- (IVm) und Schlussintervall (IVe)

Winkel	„Boden“	„Knie“	„Hüfte“
Kniewinkel(IVs)	111,8 (16,6)	134,8 (10,9)	158,6 (9,4)
Rumpfwinkel(IVs)	58,2 (10,3)	49,8 (7,6)	29,7 (5,4)
Kniewinkel(IVm)	107,4 (21,3)	139,1 (15,7)	159,6 (10,0)
Rumpfwinkel(IVm)	54,8 (13,7)	50,2 (11,4)	30,5 (5,2)
Kniewinkel(IVe)	103,7 (15,8)	158,6 (10,5)	172,4 (3,5)
Rumpfwinkel(IVe)	54,2 (13,3)	55,6 (11,5)	27,8 (6,6)

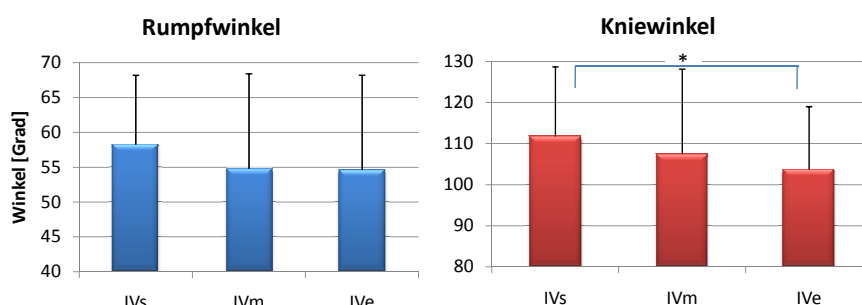


Abbildung 4.27: Änderung der Startwinkel für den Rumpfeigewinkel und den Kniewinkel für das Start-, Mittel- und Schlussintervall

Die Analyse der Änderungen des Kniegelenkwinkels (KW) zeigt, dass die Bewegungsamplitude für die Initialphase mit steigender Last zunimmt. Diese Beobachtung ist beispielhaft für einen Probanden in Abbildung 4.28 dargestellt. Zu Beginn des Pile-Tests dauert die vollständige Kniestreckung bis zum Zeitpunkt T_2 (4.28-a). Im Schlussintervall wird die Gesamtbewegung im Kniegelenk fast vollständig in der Initialphase der Hebung realisiert (4.28-b). Dies bedeutet eine Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk mit zunehmenden Lasten. Um die Veränderungen im Bewegungsverhalten im Laufe des

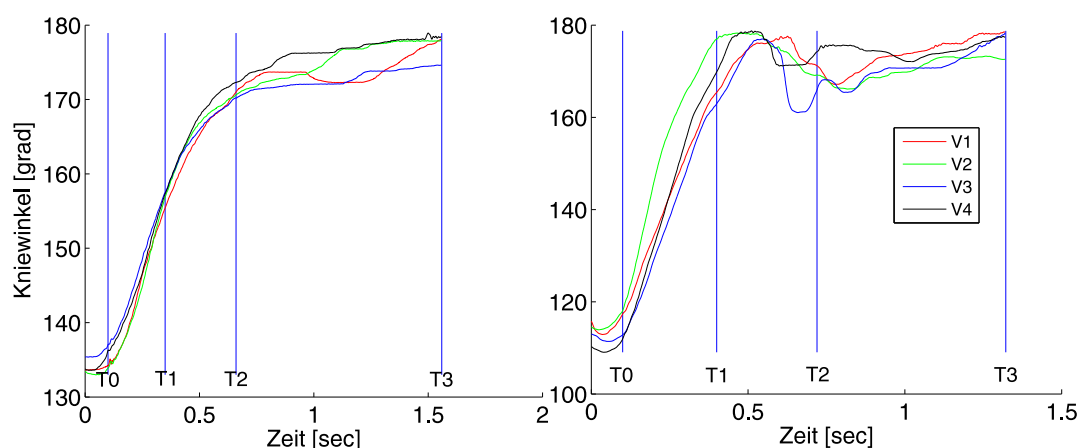


Abbildung 4.28: Verlauf des Kniewinkels für vier Hebungen im Start- (linke Seite) und Schlussintervall (rechte Seite).

PILE-Tests zu quantifizieren sind die Gelenkwinkel für die Zeitpunkte T_0 , T_1 und T_2 innerhalb des Start-, Mittel- und Schlussintervalls in Abbildung 4.29 dargestellt. Es fällt auf, dass die Gelenkamplituden zu Beginn des Tests (IVs) sowohl für das Kniegelenk als auch für die aktive Rumpfaufrichtung in der Initialphase und in der Sekundärphase nennenswerte Beiträge zum Hebevorgang beisteuern. Der Anteil der Bewegungsamplituden für die Initialphase und die Sekundärphase verschiebt sich jedoch im Laufe des Tests. Durch die größere Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk mit zunehmenden Lasten (vgl. Abb. 4.28) ist der Unterschied zwischen den Winkelbeträgen für die Zeitpunkte T_1 und T_2 im Schlussintervall gering. Dementsprechend vergrößert sich die Differenz der Winkel zwischen T_0 und T_1 . Anders verhält es sich mit den Positionswinkeln für den Rumpf. Hier zeigt sich eine Verringerung der Differenz in der Initialphase ($T_0 \rightarrow T_1$). Im Schlussintervall übersteigt der Rumpfneigewinkel zum Zeitpunkt T_1 denjenigen, der zum Beginn der Hebung (T_0) ermittelt wurde. Es findet keine aktive Aufrichtung des Rumpfes in dieser Phase statt. Dies geschieht erst in der Sekundärphase des Hebevorgangs.

Zur Verdeutlichung der kinematischen Veränderungen, die während der Durchführung des PILE-Tests auftreten, sind in Abbildung 4.30 die prozentualen Winkelamplituden des Kniegelenks und des Rumpfneigewinkels in der Initialphase für die drei Hebeintervalle IVs, IVm und IVe eingetragen. Dabei entspricht einem Wert von 100% die gesamte Bewegungsamplitude vom Zeitpunkt T_0 bis T_2 , d.h. vom Anheben der Last bis zur Heben auf Hüfthöhe.

Es zeigt sich für die drei Hebeintervalle, dass mit zunehmenden Lasten die Aktivität im Kniegelenk in der Phase IP von 51,3 (9,3)% im Startintervall über ein

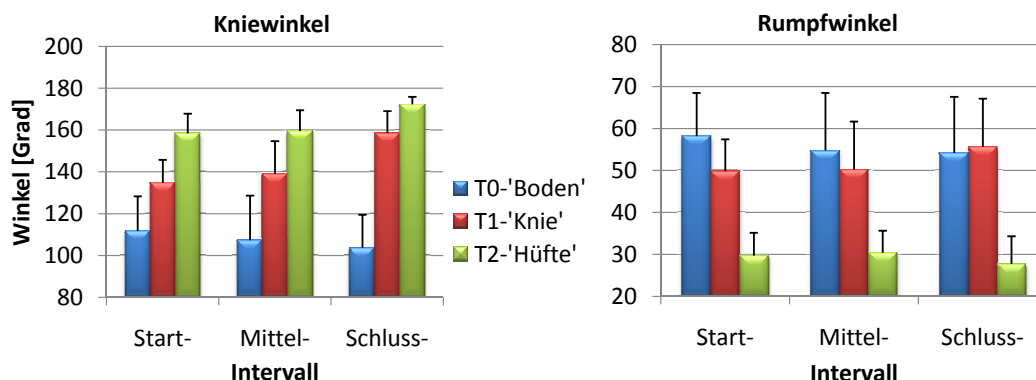


Abbildung 4.29: Kniegelenks- und Rumpfeigewinkel für die Zeitpunkte T0, T1 und T2 innerhalb des Start-, Mittel- und Schlussintervalls.

Bewegungsanteil von 62,8 (10,9)% im Mittelintervall zu einem Bewegungsanteil im Schlussintervall von 81,6 (10,8)% anwächst. Entsprechend geringer wird die Bewegungsaktivität in der Sekundärphase vom Zeitpunkt T1 bis T2.

Entgegengesetzt verhält sich der Anteil der Gelenkamplitude des Rumpfeigewinkels in der Initialphase. Im Startintervall kommt es zu einer anteiligen aktiven Rumpfaufrichtung in der Initialphase von 30,1 (14,2)%. Dieser Anteil reduziert sich für das mittlere Intervall auf 19,4 (15,8)% um schließlich im Schlussintervall auf 0,2 (18,7)% der Gesamtbewegung zurück zugehen. Der negative Wert zeigt an, dass die Probanden zum Zeitpunkt T1 einen größeren Rumpfeigewinkel haben als zum Zeitpunkt T0 (vgl. Abb. 4.29). Dieses Bewegungsmuster wurde bei 50% der untersuchten Probanden festgestellt. Die Änderung der Bewegungsaktivitäten in den beiden Hebephasen IP und SP bedeutet, dass die Hebungen für geringe Lasten noch relativ synchron über die Kniestreckung und Rumpfaufrichtung realisiert werden. Die Synchronität der Bewegung nimmt mit steigenden Lasten ab. Im Schlussintervall zeigen die Werte eine nahezu vollständige Trennung der Bewegungsaktivität für die Kniestreckung in der Initialphase und die der Rumpfaufrichtung in der Sekundärphase. Die Untersuchung der Änderung des Ellenbogen-Gelenkwinkels ergibt folgende Resultate: Im zeitlichen Verlauf der Hebephase vom Zeitpunkt T0 bis T2 zeigen sich über den gesamten Test nur geringe Änderungen. Abhängig vom Bewegungsverhalten ist in der Voraktivierungsphase eine steigende Tendenz zu einem geringeren Gelenkwinkel zu beobachten. Dieses Phänomen ist in Abbildung 4.31 stellvertretend für einen Probanden dargestellt. Es ist eine deutliche Zunahme der Winkeldifferenz zwischen dem Minimum der Phase VA und dem Zeitpunkt T0 zu sehen. Im Gegensatz zu den Werten bei T0, T1 und T2 unterscheiden sich die Winkel zum Zeitpunkt T3 ‚Abstellen der Last auf dem Tisch‘ zwischen den Intervallen mit unterschiedlichen Lasten. Es lässt

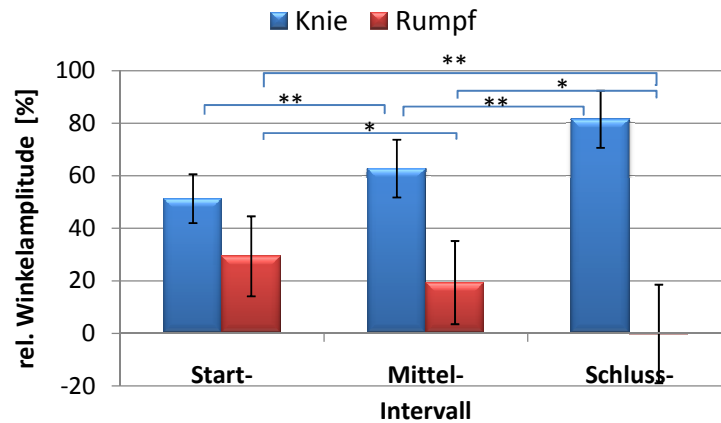


Abbildung 4.30: Prozentuale Rumpf- und Kniewinkelbewegungen in der Phase IP für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. 100% entspricht der Gesamtamplitude der Phasen IP und SP. ((*) $p < 0,5$; (**) $p < 0,001$)

sich eine deutliche Reduktion des Winkels der Gelenkstreckung mit zunehmender Last feststellen. Die Reduktion des Ellenbogengelenkwinkels in der Positi-

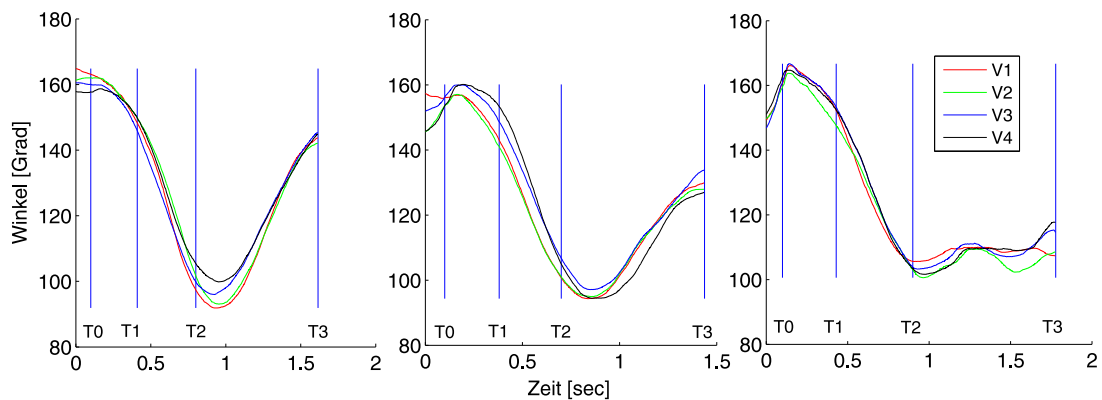


Abbildung 4.31: Verlauf des Ellenbogenwinkels eines Probanden für das Startintervall(links), Mittelintervall (mitte) und Schlussintervall (rechts). Es sind vier Hebungen dargestellt, jeweils vom Zeitpunkt T_0 (100 ms vor Beginn der Hebung) bis zum Zeitpunkt T_3 (Absetzen der Last auf dem Tisch).

on ‚Abstellen der Last‘ ist in Abbildung 4.32 beispielhaft für eine Person über die gesamten Hebeintervalle dargestellt. Die Auswertung für die Hebeintervalle Start-, Mittel- und Schlussintervall ergibt eine signifikante Abnahme für

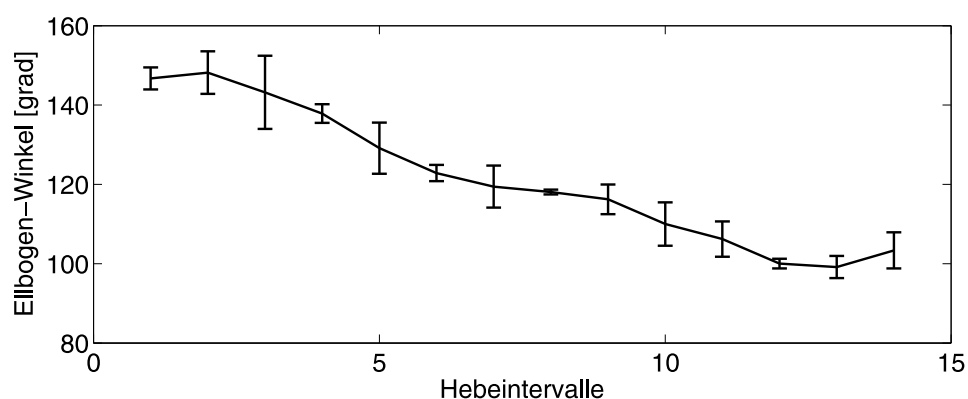


Abbildung 4.32: Verlauf des Ellenbogenwinkels für die Position Abstellen der Last auf dem Tisch für eine Person über alle durchgeführten Hebeintervalle

die beiden letzteren Intervalle im Vergleich zum Wert des ersten Hebeintervalls ($p < 0,001$). Dies ist in Abbildung 4.33 zu sehen.

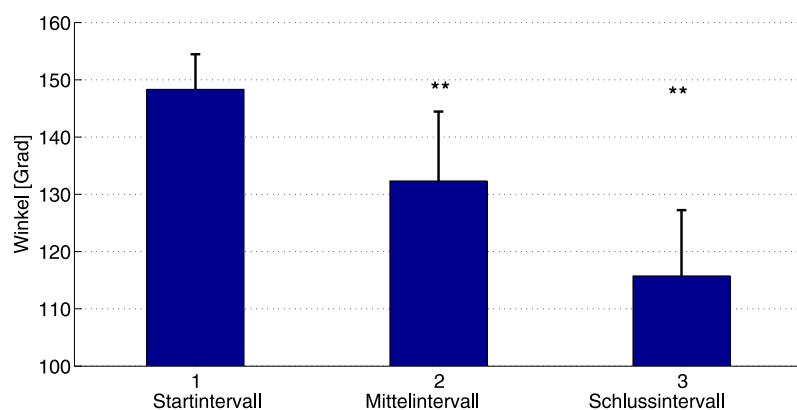


Abbildung 4.33: Beträge des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt T_3 „Abstellen der Kiste auf dem Tisch für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Änderungen zwischen den Intervallen sind hoch signifikant (((**) $p < 0,001$))

4.2.4 Ergebnisse der dynamischen Messungen

Die Resultate der isometrischen Maximalkrafttests und des Pile-Tests sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst. Die Werte der finalen Last im PILE-Test sind mit 39,3 kg deutlich höher als die von den Rückenschmerzpatienten erreichte mittlere Maximallast von $20,8 \pm 4,4$ kg (Lygren et al., 2005). Alle Teilnehmer beendeten den Test aufgrund des psycho-physiologischen Abbruchkriteriums, d.h. die vier Hebungen konnten nicht mehr in 20 s beendet werden. Eine statisti-

Tabelle 4.4: Kraft- und Herzfrequenzwerte der isometrischen Maximalkrafttests und des PILE-Tests

Messparameter	n	\bar{x}	sd	min	max
Hebeintervalle [Anz]	22	15,7	1,78	13	19
max. Last [kg]	22	39,32	4,44	32,5	47,5
rel. Last/KM [kg/kg]	22	0,52	0,06	0,41	0,68
Beinkraft [N]	22	3122	513,7	2168	4081
Rumpfstreckkraft [Nm]	22	293,1	59,5	149	400
Herzfrequenz [P/min]	22	176,5	9,37	153	193

sche Auswertung des Zusammenhangs zwischen der maximalen gehobenen Last des Pile-Tests und den erhobenen isometrischen Kraftfähigkeiten ergibt für beide Messgrößen signifikante Werte. Die Korrelationskoeffizienten betragen für die Beinkraft $r = 0.688$ ($p < 0,001$) und für die Rückenstreckmuskulatur $r = 0.50$ ($p < 0.018$).

In Abbildung 4.34 sind die Kraft-Zeit-Kurven für das Start- und das Schlussintervall eines Probanden dargestellt. Der Verlauf umfasst die vier Funktionsphasen des Hebevorgangs: Voraktivität (VA); Initialphase (IP); Hebephase (HP) und die Abstellphase (AP) (siehe Tab. 3.1). Die größten Kraftwerte treten zu Beginn der Hebung auf, da hier die Trägheit der Last initial überwunden werden muss. In den Anfangsintervallen ist für alle Probanden der Zeitpunkt der maximalen Kraft innerhalb der Phase des initialen Anhebens (IP) zu finden. Dieser eingipfelige Verlauf der Kraftkurve verändert sich mit zunehmender Last. Beim Anheben von höheren Gewichten zeigt die Kraftverlaufskurve zwei Maxima. Der erste Maximalwert befindet sich in der Phase der Voraktivität (100 ms vor Kistenbewegung) der zweite weiterhin in der Initialphase des Hebevorgangs. Für einige Probanden verlässt der absolute Maximalwert der Bodenreaktionskraft schon in der ersten Hälfte des PILE-Tests die Initialphase der Hebung, d.h. die höchsten Kräfte werden zu einem Zeitpunkt wirksam, an dem die Kiste noch nicht vom Boden abgehoben worden ist.

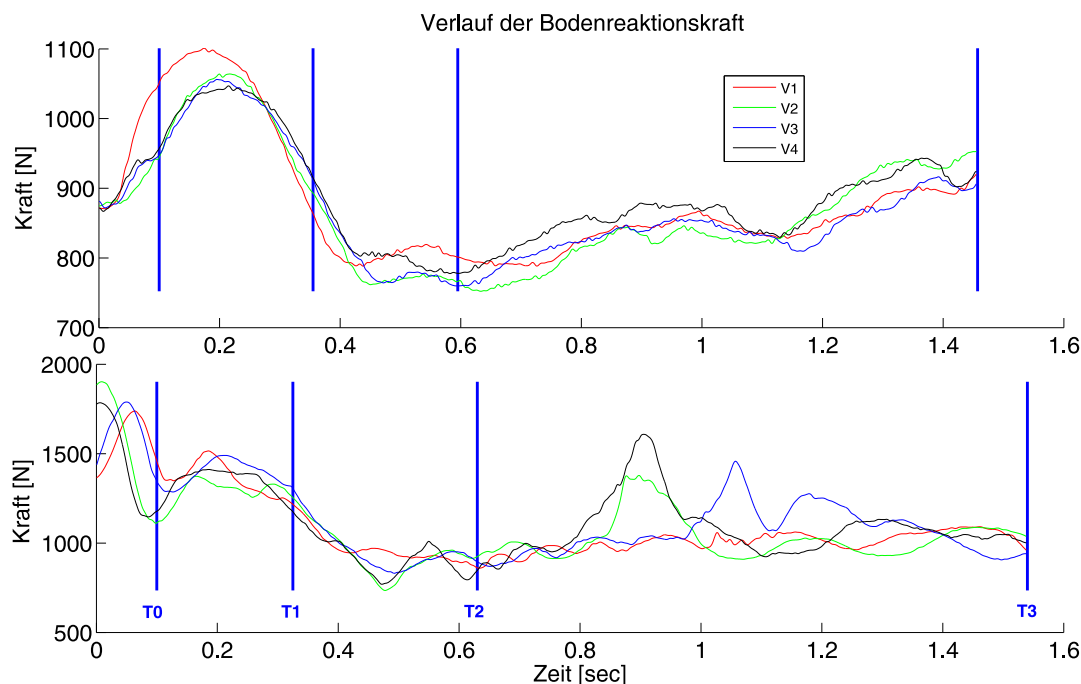


Abbildung 4.34: Verlauf der Bodenreaktionskraft für ein Startintervall ($Last = 4\text{ kg}$) und für ein Schlussintervall ($Last = 45\text{ kg}$). Die Zeitpunkte T_0 =Beginn Heben; T_1 =Kiste in Kniehöhe; T_2 =Kiste in Hüfthöhe und T_3 =Kiste auf Tisch absetzen

Die Auswertung der maximalen Kraftwerte über den gesamten Versuch sind für zwei Probanden in Abbildung 4.35 zu sehen. Es sind die jeweiligen Maximalwerte der Bodenreaktionskraft für die Zeitphasen VA und IP eingetragen. Die Kraftwerte sind auf das Körpergewicht der Probanden skaliert. Während der Proband in der unteren Abbildung einen einheitlichen Verlauf bezüglich der Absolutwerte der Kräfte in beiden Zeitintervallen zeigt, ändert sich die Differenz der Kraftwerte des zweiten Probanden bereits in den ersten Hebeintervallen. Die Kraftmaxima in der Voraktivierungsphase liegen mit steigenden Lasten deutlich über denen der Initialphase.

Um den Einfluss der Differenzen der Maximalkräfte der beiden Funktionsphasen VA und IP auf die erreichte Maximallast des PILE-Tests zu untersuchen, wird die Gesamtgruppe in zwei Teilgruppen getrennt. Dabei gilt als Zuordnungskriterium ein maximaler Kraftwert der Voraktivierungsphase, der dem $1,5 - \text{fachen}$ des aktuellen Gesamtgewichts (KG&Last) im Schlussintervall entspricht. In Tabelle 4.5 sind die maximalen Kraftwerte für die beiden Phasen VA und IP jeweils für das Start-, das Mittel- und das Schlussintervall dargestellt.

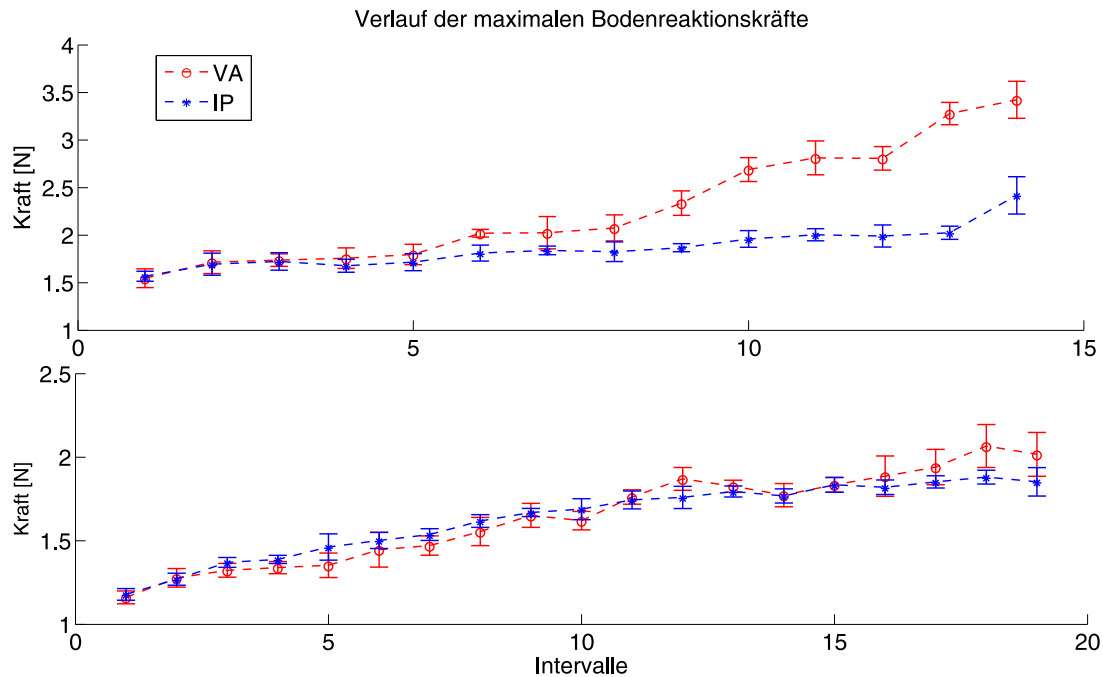


Abbildung 4.35: Verlauf der maximalen Bodenreaktionskräfte für die Zeitphasen Voraktivität (VA) und Initialphase(IP) für zwei Probanden

Zur Verdeutlichung sind die Werte sowohl in Absolut-, als auch in Relativwerten angegeben. Die Relativwerte beinhalten die körperrgewichtbezogenen Kraftwerte ($\frac{F_{max}}{KG}$).

Die Werte in Tabelle 4.5 zeigen die Verschiebung von geringen Kraftdifferenzen zwischen den Bewegungsphasen VA und IP zu Beginn des Pile-Tests zu höheren Differenzen gegen Ende des Tests. Für die Gesamtgruppe zeigt sich ein deutlicher Effekt zwischen den Werten für das Start- und Mittelintervall des PILE-Tests. Dies ist in Abbildung 4.36-links zu sehen. Für das Startintervall (IVs) sind die körperrgewichtbezogenen maximalen Bodenreaktionskräfte für die Hebephase IP größer als in der Voraktivitätsphase (VA). Im Mittelintervall hat sich bereits die Rangfolge umgekehrt. Die höchsten Kraftwerte treten hier in der Voraktivierungsphase auf. Der Unterschied ist bereits statistisch signifikant ($p < 0,05$). Dieser Effekt verstärkt sich für das Schlussintervall noch einmal. Für die Gesamtgruppe beträgt die Differenz der Absolutwerte 297 N (vgl. Tabelle 4.5).

Noch deutlicher tritt dieser Effekt für die über die Kraftdifferenzen konstituierte Untergruppe der sogenannten ‚Schwungholer‘ auf. Diese Gruppe zeigt

Tabelle 4.5: maximale Kraftwerte für zwei Hebephasen (VA->Voraktivität; IP->Initialphase) und drei Hebeintervalle (Start-, Mittel- und Schlussintervall)

F(Intervall)	„Gesamtgruppe“	„Linearheber“	„Schwungholer“
Startintervall	n=22	n=10	n=12
VA-abs [N]	1166,9 (316,3)	1043,0 (180,0)	1270,2 (372,6)
IP-abs [N]	1197,9 (319,5)	1076,8 (190,8)	1298,7 (375,1)
VA-rel [N/kg]	1,27 (0,09)	1,23 (0,06)	1,31 (0,10)
IP-rel [N/kg]	1,31 (0,09)	1,27 (0,07)	1,34 (0,09)
Mittelintervall			
VA-abs [N]	1573,9 (441,8)	1397,2 (324,2)	1721,2 (375,1)
IP-abs [N]	1508,9 (400,2)	1380,1 (278,8)	1615,6 (463,1)
VA-rel [N/kg]	1,71 (0,18)	1,63 (0,16)	1,78 (0,17)
IP-rel [N/kg]	1,64 (0,12)	1,62 (0,11)	1,66 (0,12)
Schlussintervall			
VA-abs [N]	1993,8 (499,9)	1668,3 (299,6)	2265,0 (476,5)
IP-abs [N]	1696,7 (401,1)	1585,4 (311,2)	1789,5 (455,3)
VA-rel [N/kg]	2,18 (0,41)	1,91 (0,20)	2,41 (0,42)
IP-rel [N/kg]	1,84 (0,20)	1,81 (0,14)	1,87 (0,23)

ein typisches Bewegungsverhalten. Mit zunehmenden Lasten gehen diese Probanden tiefer in die Knie, um von dort mit einem Anfangsschwung die Last anzuheben. Es kommt zu einem ‚Anreißen‘ der Kiste, was sich in erhöhten Bodenreaktionskräften bemerkbar macht. Dies ist deutlich in dem rechten Teil der Abbildung 4.36 zu sehen. Im Schlussintervall erreicht diese Gruppe maximale Kraftwerte von dem 2,4–fachen des Körpergewichts, und das zu einem Zeitpunkt vor dem Bewegungsstart der Kiste. Im Vergleich dazu zeigt die Subgruppe der ‚Linearheber‘ nur geringe Unterschiede der Kraftspitzen im Mittelintervall. Erst im Schlussintervall steigen die Werte in der Phase VA signifikant an.

Es ist ersichtlich, dass die Differenzen zwischen den beiden Subgruppen und der Gesamtgruppe nicht von den Maximalkraftwerten der Hebephase IP abhängen, sondern von einer Erhöhung der maximalen Kraftwerte in der Phase der Voraktivierung bestimmt werden. Die Frage, ob dieser Effekt mit der maximal erbrachten Leistung im PILE-Test in Verbindung steht kann eindeutig verneint werden. Es besteht kein signifikanter Zusammenhang ($p = 0.21$) zwischen den beiden Subgruppen ‚Linearheber‘ und ‚Schwungholer‘ in Bezug auf das maximal gehobene Gewicht des PILE-Tests. Der beobachtete Effekt stellt demnach keinen leistungslimitierenden Faktor dar.

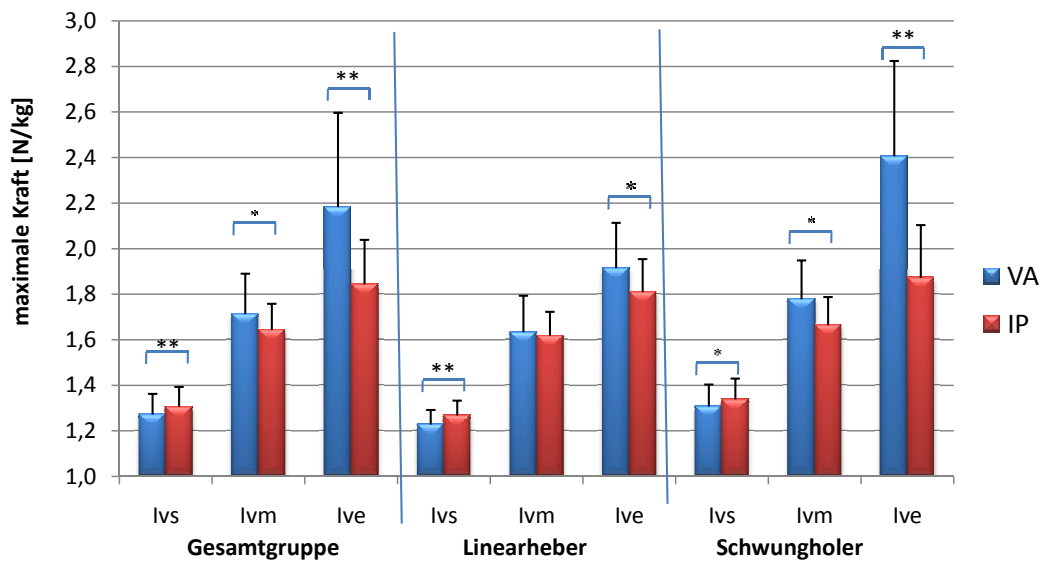


Abbildung 4.36: Maximale Bodenreaktionskräfte in den Funktionsphasen ‚Voraktivität‘ (VA) und Initialphase (IP) für die Start- Mittel- und Schlussintervalle der Gesamtgruppe und zwei Untergruppen. Gruppe ohne ‚Anreißen‘ (Mitte) und Gruppe mit ‚Anreißen‘ (rechts);

4.2.5 Statistische Zusammenhänge zwischen spektralen und kinematischen Parametern

Um mögliche Zusammenhänge zwischen den spektralanalytischen und den kinematischen Messparametern aufzuklären, werden die Differenzwerte der Medianfrequenz und die Änderungen der Bewegungsamplituden für unterschiedliche Intervalle in die statistische Auswertung aufgenommen. Als EMG-Parameter werden die Differenzsignale der Muskeln M. erector spinae und M. vastus lateralis untersucht. Für die kinematischen Messwerte wird die Änderung der Bewegungsamplituden für das Kniegelenk und die Rumpfaufrichtung benutzt.

Um den Einfluss unterschiedlicher Hebetechniken zu minimieren, werden die Bewegungsänderungen auf die Gesamtamplitude der Bewegung vom Startpunkt (T_0 : Kiste am Boden) bis zum Zeitpunkt Last in Hüfthöhe (T_2) normiert und die Auswertung der Funktionsphasen (Initial- und Sekundärphase) prozentual zu dieser Größe berechnet. Als Messgröße der kinematischen Untersuchung wird die Änderung der Bewegungsamplitude der Initialphase des Hebevorgangs in die statistische Analyse mit einbezogen.

Zur Auswertung wurde nach Prüfung der Normalverteilung die bivariate Korrelation nach Pearson eingesetzt. Es zeigten sich zwischen den Bewegungs- und Ermüdungsparametern des M. vastus lateralis für die drei untersuchten Intervalle (Start-, Mitten- und Schlussintervall) keine signifikanten Zusammenhänge. Für die Änderungen der Medianfrequenzwerte des M. erector spinae ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von $r = 0,491$ ($p = 0,039$). Dieser signifikante Zusammenhang ergibt sich für die Differenz zwischen Start- und Schlussintervall. Sowohl für die Differenzwerte zwischen Start- und Mittelintervall, als auch zwischen Mittel- und Schlussintervall ergeben sich keine signifikanten Zusammenhänge. Damit kann auch die dritte Arbeitshypothese bestätigt werden.

5 Diskussion der Ergebnisse

5.1 Diskussion der spektralanalytischen Methode

In der Vergangenheit war die Analyse von Effekten der muskulären Ermüdung auf isometrische Muskelkontraktionen beschränkt (Roy et al., 1989; Dolan & Adams, 1998; De Luca, 1993; Merletti et al., 1990). Dies war der Tatsache geschuldet, dass die klassischen Methoden Anforderungen an die Stationarität der Signale stellen, die für dynamische Muskelkontraktionen nicht vorausgesetzt werden können (Knaflitz & Bonato, 1999; Merlo et al., 2005; Ebenbichler et al., 2002). Die Entwicklung von neuen mathematischen Methoden ermöglichte es, auch nicht stationäre Signale frequenzanalytisch untersuchen zu können (vgl. Kap. 3.1.1). Damit war die Voraussetzung geschaffen, auch dynamische Alltagsbewegungen wie das Heben von Lasten im Hinblick auf lokale Ermüdungserscheinungen zu analysieren.

Die Diskussion des in dieser Arbeit angewandten Verfahrens wird unter algorithmischen Gesichtspunkten und der Frage der Detektion muskulärer Ermüdung genauer ausgeführt. Daran schließen sich Überlegungen zu weiteren Möglichkeiten der Anwendung des Verfahrens an.

5.1.1 Eigenschaften des angewandten Algorithmus

Die in dieser Arbeit umgesetzte Methode beruht auf einem Algorithmus, der sich aus einer Transformation der Cohen-Klasse ableitet (vgl. Kap. 3.1.2). Diese quadratische bilineare Transformation (Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville) ist in der Lage stochastische Zeitsignale der Elektromyographie in eine zweidimensionale Zeit-Frequenz-Verteilung umzuwandeln (Semmlow, 2004; Roy et al., 1998; Bonato et al., 2002, 2003). Es besteht somit nicht mehr die Notwendigkeit, sich ausschließlich auf isometrische Muskelkontraktionen zu beschränken.

Zwei grundlegende Eigenschaften dieser Transformation sollen an dieser Stelle noch einmal erörtert werden. Dies ist zunächst die hohe Auflösung im Zeit- und Frequenzbereich. Da die Transformation keine Faltung mit einer Fensterfunktion benötigt, unterliegt sie nicht dem sogenannten Leck-Effekt (Kiencke et

al., 2008), wie dies für die Anwendung der Short-Time-Fourier-Transformation (STFT) gilt und besitzt damit eine höhere Auflösung. Durch die Verwendung des komplexen analytischen Signals ist es möglich, eine Verbesserung der Frequenzauflösung um den Faktor zwei zu erreichen (Semmlow, 2004; Zoltowski, 1996).

Einschränkend gilt jedoch, dass die Wigner-Ville-Transformation durch ihre quadratische Form Kreuzterme erzeugt, die nicht mit dem ursprünglichen Signal assoziiert werden können. Deshalb ist es notwendig, diese Signalanteile aus dem transformierten Signal heraus zu filtern. Dies kann durch einen zweidimensionalen Tiefpassfilter erreicht werden (Kiencke et al., 2008, S. 263). Durch den Einsatz dieser Filterung geht somit ein Teil der gewonnenen spektralen Auflösung wieder verloren. Dies wird durch einen Vergleich der Verfahren der STFT, der WVT und der spWVT (siehe Kap. 4.1.3 Abb. 4.13 bis 4.14) deutlich.

Transformationen, die ebenfalls aus der Gruppe der Cohen-Klasse stammen, sind in der letzten Zeit gerade für die Analyse elektromyographischer Signale, unter anderem auch für wiederholende Hebevorgänge, eingesetzt worden (Roy et al., 1998; Bonato et al., 2003). Als spektraler Auswerteparameter wird dabei die momentane Medianfrequenz benutzt (IMDF). Dieser Parameter macht eine Aussage über die Energieverteilung des Leistungsdichtespektrum und zeigt sich robust in der Auswertung von EMG-Signalen, da er im Vergleich zur mittleren Frequenz (IMNF) weniger störanfällig bei geringem Signal-Rausch-Verhältnis ist (Stulen & DeLuca, 1981).

Mit Hilfe der Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation ist es möglich, dynamische Muskelkontraktionen zu untersuchen. Der hier vorgestellte Algorithmus ist im Rahmen der Entwicklung und Implementierung eines Software-Packets zur Analyse von EMG-Signalen realisiert worden. Durch die modulare Struktur besteht die Möglichkeit, sowohl spektralanalytische, als auch amplitudenbezogene Auswertungen durchführen zu können (siehe 3.4). Eine Erweiterung um zusätzliche Verfahren zur Frequenzanalyse (Wavelet, ARMA-Modelle) ist vorgesehen.

5.1.2 Detektion von Effekten muskulärer Ermüdung

Wie in Kapitel 2.1.2 dargelegt, wird die Linksverschiebung des Leistungsdichtespektrums bei anhaltenden oder wiederholenden Muskelkontraktionen übereinstimmend als Effekt der muskulären Ermüdung angesehen (De Luca, 1984; Kupa et al., 1995; Gerdle et al., 2000; Potvin, 1997; Stulen & DeLuca, 1981; Vydevska-Chichova et al., 2007). Die Auswertung spektraler Parameter zeigt

im Gegensatz zur Analyse der Signalamplituden eine deutlich höhere Validität in Bezug auf Ermüdungseffekte (G. V. Dimitrov et al., 2008b; Gerdle et al., 2000).

Eine Reduktion des entsprechenden spektralen Parameters momentane Medianfrequenz beruht auf drei Ursachen:

1. Verringerung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit (Farina et al., 2004)
2. Verbreiterung der elektrischen Pulse (Aktionspotentiale) (Bigland-Ritchie et al., 1979)
3. Änderung des Verhältnisses unterschiedlicher Fasertypen (Vydevska-Chichova et al., 2007)

Eine ausführliche Beschreibung der Einflussfaktoren auf die spektrale Zusammensetzung ist in Kapitel 2.1.2 nachzulesen. Der Einfluss der Ausbreitungsgeschwindigkeit und der Pulsbreite konnte im Rahmen dieser Arbeit in einer Simulation bestätigt werden. Das zugrunde liegende Modell ist dabei sehr einfach, zeigt aber dennoch einen bedeutsamen Effekt der Pulsbreite auf den Wert der momentanen Medianfrequenz. Dies wird auch durch ein komplexeres Modell von Dimitrov (G. V. Dimitrov et al., 2008b) bestätigt.

Ein zentraler Punkt der Auswertung von spektralen Parametern ist die Auswahl des Zeitintervalls zur Bestimmung der momentanen Medianfrequenz. Dabei ist zu beachten, dass der zeitliche Verlauf der momentanen Medianfrequenz nicht generell mit den Aktivitätsverläufen korreliert. Im Allgemeinen ist der Zusammenhang eher indirekt proportional, d.h. eine erhöhte Aktivität ist oft mit einer geringeren momentanen Medianfrequenz verknüpft.

Der Frequenzverlauf ist von der Höhe der Muskelaktivität abhängig. Je geringer dabei die Amplitude des EMG-Signals ist, um so schwieriger wird es, die einzelnen Frequenzbänder zu unterscheiden. Durch ein geringes Signal-Rausch-Verhältnis der aufgenommenen Signale kommt es zu einer Verschiebung der Medianfrequenz zur Mitte des untersuchten Frequenzbereichs¹ Für EMG-Signale bedeutet dies im Allgemeinen eine Verschiebung zu höheren Frequenzen.

Deshalb wurde in der vorliegenden Arbeit die Bestimmung der Medianfrequenz ausschließlich in den Hauptphasen der Aktivität durchgeführt. Diese werden über die maximalen Amplituden der jeweiligen Muskeln bestimmt (vgl. Abb.4.18 und 4.17). Damit konnte sichergestellt werden, dass es nicht

¹dabei wird vorausgesetzt, dass es sich um weißes Rauschen handelt, d.h. die Rauschleistung ist über den gesamten Bereich gleichverteilt

zu Frequenzverschiebungen aufgrund einer zu geringen Signalamplitude kommen konnte. Andere Autoren führten dafür eine Varianzbestimmung der zyklischen Bewegungsmuster durch, um damit die Auswertung der momentanen Medianfrequenz auf den Bereich mit den geringsten Varianzen zu beschränken (Roy et al., 1998; Ebenbichler et al., 2002; Bonato et al., 2003)

5.1.3 Möglichkeiten weiterer Anwendungen des spektralanalytischen Verfahrens

Der Verlauf der momentanen Medianfrequenz in Abbildung 4.12 zeigt in der Auswertung einzelner Muskelkontraktionen klare Strukturen. Dabei deuten die hochfrequenten Anteile und die damit einhergehende Erhöhung der momentanen Medianfrequenz auf die Zuschaltung von schnellen Aktionspotentialen, d.h. den Einsatz von Muskelfasern des Typs II hin. Es besteht somit die Möglichkeit, aus den zeitaufgelösten Frequenzanalysen Aussagen über den Einsatz von unterschiedlichen Muskelfasertypen zu gewinnen. Durch Versuchsprotokolle, die Ermüdungseffekte ausschließen, könnte daraus eine Methode zur nichtinvasiven Aufklärung der Muskelfaserzusammensetzung abgeleitet werden. Dieses Problem wird gerade von einer Gruppe von ausgewiesenen Fachleuten auf dem Gebiet der Spektralanalyse von EMG-Signalen (von Tschanner, Nigg, Farina, Enoka, Bawa, Wakeling, Gabriel, Stegmann, Rainoldi, Dimitrova, Dimitrov, Cresswell, BarryPincivero) diskutiert (V. von Tschanner & Nigg, 2008; Farina, 2008; Enoka et al., 2008).

Hinweise auf die Aktivierung unterschiedlicher Fasertypen könnten aus den unterschiedlichen Verläufen der momentanen Medianfrequenz für den M. vastus lateralis der beiden Phasen Voraktivität und Initialphase abgeleitet werden. In den Abbildungen 4.24 und 4.25 sind die Werte für momentane Medianfrequenz von zwei Probanden über alle Hebeintervalle aufgetragen. Dabei befindet sich der gemittelte Frequenzwert jedes Intervalls für die Phase der Voraktivierung unterhalb der Werte für die Initialphase der Hebung. Es ist plausibel, diesen Umstand der Funktion der Muskelaktivität zuzuschreiben. Für den Aufbau einer Vorspannung kämen nach dem Größenprinzip der Rekrutierung zunächst die kleinzelligen Motoneurone, dh. Typ-1-Fasern zum Tragen. Dies würde mit der Funktion ‚Stabilisierung des Gelenks‘ einhergehen. Für diese Phase weist die Amplitude des EMG-Signals die größten Beträge auf (vgl. Abb. 4.18). Die Frequenzwerte für die Initialphase zeigen demgegenüber höhere Werte und können nach dieser Systematik dem Einsatz von schnelleren Typ2-Muskelfasern zugeordnet werden.

Diese Interpretation entspricht der Argumentation von v. Tscharnier und Nigg (V. von Tscharnier & Nigg, 2008), die in einer Untersuchung mit 80 Läufern beiderlei Geschlechts herausgefunden haben, dass die Frequenzmuster der analysierten Beinmuskeln sich speziellen Aufgaben zuordnen lassen (V. V. Tscharnier & Goepfert, 2006). Diese werden von den Autoren in ‚high frequency-generating groups‘ (HFG) und ‚low-frequency groups‘ (LFG) eingeteilt. So werden beispielsweise für den Muskel tibialis anterior in der Phase nach dem Ferseenaufsatz geringe Frequenzen gemessen. Dies wird der Funktion Halten und Stabilisieren des Fußgelenks zugeschrieben. Diese Funktion erfordert aufgrund der geringen Bewegungsgeschwindigkeit keine motorischen Einheiten der HFG-Gruppe. Die Relevanz dieser Einordnung ist jedoch umstritten und wird von anderen Autoren in Zweifel gezogen (Farina, 2008; Enoka et al., 2008).

5.2 Diskussion der Ergebnisse des Pile-Tests

5.2.1 Aufklärung von Effekten lokaler muskulärer Ermüdung

Die Werte der Muskeln der Rumpffextensoren (ES) und der Hüftstrecker (M. gluteus maximus, M. biceps femoris) zeigen eine Verringerung der momentanen Medianfrequenz. Der Verlauf der momentanen Medianfrequenz für den M. erector spinae fällt signifikant bereits vom Startintervall zum Mittelintervall. Signifikante Änderungen sind auch zum Schlussintervall aufgetreten. Die Werte der Hüftbeuger zeigen lediglich für das Startintervall (IVs) und das Schlussintervall (IVe) signifikante Unterschiede. Die Änderungen der momentanen Medianfrequenz sind für den M. erector spinae in Übereinstimmung mit Arbeiten von Paolo Bonato und (Bonato et al., 2002, 2003) und Dolan (Dolan & Adams, 1998), die ebenfalls bei wiederholenden Heben eine Reduktion der momentanen Medianfrequenz festgestellt haben. Dabei wurde die Untersuchung der Arbeitsgruppe um Bonato jeweils mit einer konstanten Last von 13 kg über einen Zeitraum von 4,5 min gehoben. Der Versuch von Dolan unterschied sich von dem hier durchgeführten, dass dort eine konstante Last (10 kg) einhundert mal angehoben und abgesetzt werden musste. Die momentanen Medianfrequenz-Werte wurden in dieser Studie durch die Auswertung statischer Muskelkontraktionen zu Beginn und direkt nach den dynamischen Hebevorgängen durchgeführt.

Der Verlauf der momentane Medianfrequenz des M. vastus lateralis zeigt im Gegensatz zum M. erector spinae keine signifikante Änderung über die Gesamtdauer des PILE-Tests. Dies bedeutet, dass der Hauptkinetor des Beinstreckers für die Gesamtgruppe keine relevanten Anzeichen von Ermüdung zeigt.

Dieser Befund wurde bereits von anderen Arbeitsgruppen festgestellt (Bonato et al., 2002, 2003; Ebenbichler et al., 2002). Dies betraf im Gegensatz zu der hier durchgeführten Untersuchung auch die beiden Muskeln M. gluteus maximus und M. biceps femoris. Dies lässt sich auf die unterschiedlichen Versuchsanordnungen zurückführen. Die Last musste dabei von Kniehöhe bis Hüfthöhe angehoben und wieder abgestellt werden ($Load = 13\text{ kg} / Time = 4,5\text{ min} / Hebe\text{-}frequenz = 12/min$). Durch die geringere Hubhöhe und die geringere Last ist anzunehmen, dass die beiden Hüftstreckmuskeln einer geringeren Belastung ausgesetzt waren.

Eine Besonderheit in der Analyse des Ermüdungsverhaltens stellt der M. biceps brachii dar, der die Funktion des Ellenbogenbeugers erfüllt. Dieser Muskel zeigt für die Gesamtgruppe zunächst eine Erhöhung der momentanen Medianfrequenz und erst in der zweiten Hälfte des Tests eine signifikante Reduktion dieses spektralen Parameters. Dieser Verlauf kann durch die unterschiedlichen absoluten Kraftanforderungen an die beiden Muskeln interpretiert werden. Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Muskeln hat der BB lediglich die Last der Kiste zu überwinden, und dies nur in Verbindung mit den Kniestreckern und Rumpffextensoren, vorwiegend in der zweiten Hälfte des Hebevorgangs bis zum Abstellen der Last auf der Ablage. Das Ansteigen der momentanen Medianfrequenz bis zu Lasten von etwa 20 kg kann im Sinne der in Kapitel 5.1.3 vorgestellten Interpretationen als das Ausschöpfen zusätzlicher Rekrutierungspotentiale gedeutet werden (vgl. auch Kap. 2.1.1). Zum Ende hin zeigt sich dann ein deutlicher Ermüdungseffekt (siehe Abb. 4.23)

Die Auswertung des Verlaufs der momentanen Medianfrequenz für den M. erector spinae über den gesamten Verlauf des Tests zeigt für die meisten Probanden keine lineare Reduktion (vgl. Abb. 4.24 und 4.25). Diese ist jedoch für statische Muskelkontraktionen beobachtet worden (De Luca, 1993; Roy et al., 1989). Die Analyse von dynamischen Muskelkontraktionen zeigt im Gegensatz dazu einen komplexeren nicht-linearen Verlauf. So berichten übereinstimmend Bonato (Bonato et al., 2002) und Roy (Roy et al., 1998) von Medianfrequenzen, die während eines ermüdenden Hebeversuchs neben Phasen abfallender Frequenzwerte auch Phasen der Stagnation und sogar Erhöhung der Frequenzwerte zeigten. Dieses Verhalten wurde auch hier beobachtet. Als Begründung wurde von den Autoren (vgl. Kap. 2.2.3) eine komplexe Strategie der kurzfristigen Ermüdung und Erholung angenommen.

Neben den Ermüdungseffekten können hier gerade für geringe bis submaximale Muskelkontraktionen noch schnelle Typ2-Fasern rekrutiert werden. Dies entspricht dem ‚Größenprinzip der Rekrutierung‘ (Henneman et al., 1965a). Das bedeutet, dass bei einer graduellen Erhöhung der Kraft eines Muskels additiv immer größere Motoneurone mit einem anwachsenden Innervationsver-

hältnis aktiviert werden. Es treten damit zwei konkurrierende Prozesse auf. In Abbildung 4.12 ist der ansteigende Verlauf innerhalb einer Muskelkontraktion zu sehen. Sie könnte ein Hinweis auf die Rekrutierung von schnelleren Typ 2 Fasern sein. Des Weiteren sind diese Einheiten zu dem Zeitpunkt ihrer Rekrutierung noch nicht ermüdet. Folglich steht dem Effekt einer Abnahme der Leitgeschwindigkeit in den aktiven Einheiten eine stufenweise Rekrutierung neuer Einheiten mit höherer Leitgeschwindigkeit gegenüber. In der Folge kann eine ermüdungsbedingte Abnahme der Ausbreitungsgeschwindigkeit für Kontraktionen mit moderatem Kraftniveau durch neuhinzukommende Einheiten ausgeglichen werden.

Es erscheint zunächst überraschend, dass die Medianfrequenzen, wie in Abbildung 4.24 für den *M. erector spinae* zu sehen, bereits nach wenigen Intervallen abfallen. Dies bedeutet, dass schon zu Beginn des Ausbelastungstests ein Ermüdungseffekt eintritt, der aber zunächst nicht mit einer Reduktion der Kraftfähigkeit einhergeht. Dies entspricht Beobachtungen, die De Luca schon 1993 beschrieben hat (De Luca, 1993). Er vertritt die Auffassung, den Ermüdungsprozess nicht über ein verringertes Kraftpotential zu definieren, sondern ihn als metabolischen Prozess zu sehen, der bereits vor dem Kraftverlust einsetzt. Die gleiche Auffassung vertritt Allen (Allen et al., 2008; Allen, 2009). Auch er zeigt Verläufe von Ermüdungsparametern, die deutlich vor dem Zeitpunkt der Kraftreduktion eintreten.

Die Amplitude als Indikator für muskuläre Ermüdung zu verwenden erscheint für diese Untersuchung aus zweierlei Gründen nicht angemessen. Der Amplitudenparameter weist eine geringe Validität in Bezug auf Ermüdungseffekte auf. Untersuchungen haben gezeigt, dass die Amplitude bei ermüdenden Muskelkontraktionen sowohl ansteigt (Bigland-Ritchie et al., 1979; G. V. Dimitrov et al., 2008b; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Rahnama et al., 2006; Maton, 1981), als auch abnimmt (Kupa et al., 1995; Merletti et al., 2002; Zijdwind et al., 1995). Eine Darstellung der entsprechenden Voraussetzungen bzw. Versuchsbedingungen sind in Kapitel 2.1.2 zu finden.

Die Resultate der Auswertung der EMG-Amplituden bestätigen die Annahme, dass es mit steigenden Lasten zu einer signifikanten Erhöhung der Muskelaktivierung kommt (Freivalds et al., 1984). Dies konnte für alle untersuchten Muskeln festgestellt werden. Ein Hinweis auf einen Ermüdungseffekt ist, zumindest für einen Teil der Probanden, für die Hebungen im letzten noch absolvierten Intervall zu erkennen. Es zeigt sich eine Stagnation bzw. ein Abfall der Amplitude für ermüdete Muskeln (siehe Abb. 4.17 und 4.18). Da es sich bei dem durchgeführten Ausbelastungstest um eine komplexe Ganzkörperbewegung handelt, ist es jedoch nicht möglich eine eindeutige Ursachenzuschreibung vorzunehmen. Es bieten sich aber zwei mögliche Argumentationen

an. Die erste resultiert aus der Überlagerung von zwei konkurrierenden Prozessen: Die Kraftanforderung beim Heben mit steigenden Lasten führt zu zusätzlichen Rekrutierungen von Motoneuronen. Dieser Prozess überlagert deutlich den zweiten Prozess, der über die Verringerung der Amplitude bei zunehmender Ermüdung beschrieben werden kann (Gerdle et al., 2000). Nach dieser Überlegung kommt es erst in der Ausbelastungsphase zu einer Abnahme der EMG-Amplituden. Zwingend ist diese Argumentation jedoch nicht, da innerhalb einer komplexen Ganzkörperbewegung auch die Möglichkeit von Kompensationsbewegungen besteht, die zu einer Reduktion der Aktivierung einzelner Muskeln führen können. Um diese Frage abschließend klären zu können, müssen jedoch andere Testprotokolle mit weniger Freiheitsgraden eingesetzt werden.

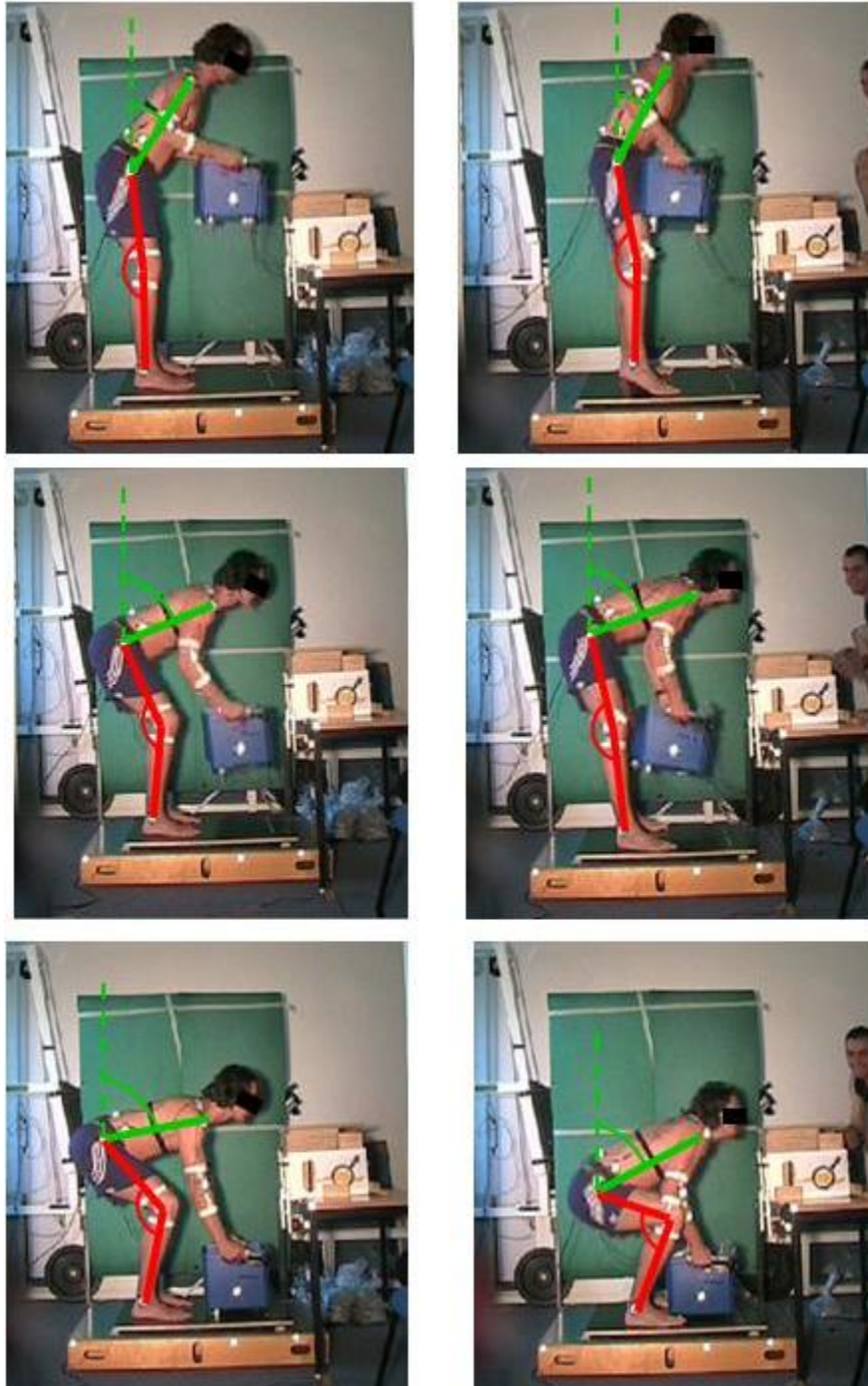
5.2.2 Änderung des Bewegungsverhaltens im Verlauf des Tests

Die Durchführung des Hebetests war explizit ohne die Vorgabe für die technische Ausführung geplant. Dies entspricht dem veröffentlichten Testverfahren (T. G. Mayer et al., 1988a). Dementsprechend zeigten sich unter den 22 Probanden eine große Zahl von Bewegungsvarianten. Auf eine Einteilung in unterschiedliche Hebetypen (Tidow et al., 1999) wurde verzichtet, um generell den Einfluss von muskulärer Ermüdung auf Änderungen im Bewegungsverhalten zu untersuchen.

Als Messparameter wurden dazu die prozentualen Bewegungsamplituden für das Kniegelenk und die Rumpfaufrichtung gewählt, die sich aus den Aktivitäten der beiden Hauptkinetoren der Beinstreck- und Rumpfextensionsmuskeln ergeben (Bryl, 2008). Die Auswertung erstreckte sich über zwei Zeitintervalle. Das erste umfasste die Zeit vom Anheben der Last vom Boden bis auf Kniehöhe (Initialphase). Die zweite Phase erstreckte sich von der Position der Kiste in Kniehöhe bis zum Anheben der Kiste auf Hüfthöhe. Es zeigte sich für die Gesamtgruppe zu Beginn des Tests eine Verteilung der Bewegungsamplituden für die Kniebewegung von 51,3% : 48,7%. Das bedeutet, die Kniestreckung verläuft gleichmäßig über die Bewegungsphase vom Abheben der Last vom Boden bis zum Erreichen der Hüfthöhe. Dieses Verhältnis verschiebt sich jedoch mit zunehmenden Lasten. Am Ende des Tests werden in der Initialphase bereits 81,6% der Gesamtstreckung realisiert. Dies wird durch eine Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit in der Beschleunigungsphase erreicht. Eine Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk beim Heben mit zunehmenden Lasten ist auch von anderen Autoren beobachtet worden (Schipplein et al., 1990).

Ein gegenläufiger Trend ergab sich für die Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes, der im Zeitintervall von T_0 bis T_1 über den gesamten Testverlauf deutlich abnimmt. Für die Hälfte der Probanden drehte sich im Schlussintervall sogar die Drehrichtung der Winkelgeschwindigkeit um, d.h. der Rumpfwinkel vergrößerte sich in diesem Zeitintervall. Die zu Beginn des Tests beobachtete aktive Aufrichtung des Rumpfs in der Initialphase geht im Schlussintervall völlig verloren. Diese Beobachtung zeigt eine Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Arbeitsgruppe von Davis (Davis et al., 1965), der beim Heben mit hohen Lasten eine erhöhte Rumpfflexion in der Beschleunigungsphase festgestellt hat. Die Rumpfaufrichtung findet erst in der zweiten Hebephase statt. Eine relative Verschiebung der Bewegungsphasen in Bezug auf den Knie- und Rumpfwinkel mit zunehmenden Lasten wurde auch in zwei Artikeln der Arbeitsgruppe um John Scholz (Scholz et al., 1995; Scholz & McMillan, 1995) beschrieben. Ähnliche Ergebnisse zeigt auch eine Studie von Schipplein (Schipplein et al., 1990). Die Autoren um Schipplein folgern daraus, dass die Änderung im Bewegungsverhalten auf der mangelnden Kraftfähigkeit der Knie-Extensoren beruht, unter Ermüdungseinfluss schwere Lasten zu heben. Ähnliche Aussagen werden auch in einem Artikel von Trafimow (Trafimow et al., 1993) vertreten. Die Annahme eines ermüdeten Zustandes wird in dieser Studie jedoch durch ein speziell durchgeführtes Ermüdungsprotokoll für den M. quadriceps femoris herbei geführt. Unter diesen Umständen, so argumentieren sie, werde die Last nach der Kniestreckung, die mit einem Absinken der Rumpfes verbunden ist, auf den Rücken übertragen. Im Laufe des wiederholenden Hebens beobachten sie einen Wechsel im Bewegungsverhalten von einer ‚Squat-‘ zu einer ‚Stoop-Technik‘. Die Aussage, dass damit die Kniestreckmuskulatur als schwächstes Glied der Hebekette ausgemacht ist, wird von den Autoren des Scholz-Artikels, aufgrund von Befunden zur Kraftfähigkeit der Knieextensoren ihrer Probandengruppe, als nicht wahrscheinlich angesehen. Dem widerspricht auch die Aussage von Weineck, der die hohe Kraftfähigkeit des M. quadriceps femoris als größter und kräftigster Muskel des Menschen (Weineck, 2000) hervorhebt.

Als Erklärung für den Verlust der Synchronität der Hebebewegung aus den Beinen und dem Rumpf mit hohen Lasten können die Resultate der Frequenzanalyse herangezogen werden. Der klare Befund, dass Ermüdungserscheinungen bei der Rumpfstreck- und in geringerem Umfang auch bei der Hüftstreckmuskulatur, nicht jedoch bei den Beinstreckern auftraten, kann als deutlicher Hinweis gewertet werden. Der Hebevorgang wird demnach im ermüdeten Zustand vorwiegend durch die Streckung im Kniegelenk initiiert (siehe Abb. 5.1-rechte Seite). Die Rumpfextensoren sind nicht mehr in der Lage eine Kopplung zur Last herzustellen. Erst wenn die Last am nahezu gestreckten Knie vorbei gezogen wird, kommt es zu einer Rumpfaufrichtung. Dies ist in Anbetracht des geringen Hebelarms zur Drehachse zwischen den Wirbelkörpern L5/S1



Auf Grund der lokalen Ermüdung ist es den Rumpfextensoren nicht mehr möglich, die Last in der Beschleunigungsphase aktiv zu heben. Die Aktivität der Beinstrecker wird nicht in vollem Umfang auf die Last übertragen. Vielmehr wird die Hüfte nach oben geschoben und der Rumpf gibt mehr oder weniger nach. Um die motorische Aufgabe zu lösen, arbeitet der Rückenstrecker zunächst in einer nachgebenden Arbeitsweise. Erst durch das Heranziehen der Last an die Hüfte gelingt es, den Versuch ‚aktiv‘ zu beenden. Dies wird durch die Beobachtung des Verlaufs der Kiste bestätigt. Während der Durchführung des Tests ändert sich die anfangs gradlinige, in vertikaler Richtung verlaufende Bewegungsbahn der Kiste (siehe Abb. 5.1) vom Beginn der Hebung bis zum Erreichen der Position ‚Hüfthöhe‘ in eine parabolische Kurve, die zunächst in Richtung des Probanden gerichtet ist. Dieser Verlauf wurde auch in anderen Studien beobachtet (Freivalds et al., 1984; Chen, 2000).

Eine zusätzliche Belastung für den lumbalen Wirbelsäulenbereich stellt die Phase kurz vor dem Abstellen der Kiste auf der Ablage dar. Zur Minimierung dieses zusätzlichen Lastmoments wird die Kiste mit zunehmender Last mit einem kleineren Ellbogenwinkel abgesetzt (siehe Abb. 4.31 bis 4.33). Der Lastarm in Bezug zur Drehachse zwischen den Wirbelkörpern L5/S1 wird reduziert. Dies wird im Allgemeinen durch ein Annähern des Rumpfes an die Ablage erreicht. Bei gebeugten Ellenbogen minimiert sich auch der Lastarm für den M. biceps brachii. Die Änderung dieses Bewegungsmerkmals wird demnach durch die Lasterhöhung und die muskuläre Ermüdung der Rumpfstreck- bzw. Armbeuge-Muskulatur bedingt.

5.2.3 Schlussfolgerungen zur Sicherheit des PILE-Tests

Für die erreichte Maximallast ergibt sich für die Gesamtgruppe ein Wert 39,3 kg. Dieser Wert unterscheidet sich deutlich von denen, die von der Arbeitsgruppe um Hildegunn Lygren (Lygren et al., 2005) in ihrer Veröffentlichung genannt werden. Sie untersuchten eine Probandengruppe von 31 Personen (17 Frauen, 14 Männer A=46 Jahre), die von lang anhaltenden muskuloskeletalen Problemen, speziell im Bereich der lumbalen Wirbelsäule, berichteten. Die Männer erzielten dabei eine mittlere Maximallast von $20,8 \pm 4,4$ kg. Da es sich hierbei um Rückenschmerzpatienten handelt, ist der Unterschied zu der hier untersuchten Gruppe von Sportstudenten nicht überraschend.

Trotz dieses deutlichen Unterschieds der Hebekapazität erscheint es angebracht, den PILE-Test im Hinblick auf ein mögliches Selbstgefährdungsrisiko bei einer Testdurchführung, die ohne jegliche Hinweise oder gar zusätzliche Abbruchkriterien, die das Hebeverhalten betreffen, zu bewerten. Dazu werden

die Änderungen des Bewegungsverhaltens (vgl. Kap.5.2.2) auf mögliche Belastungen, speziell im Bereich der lumbalen Wirbelsäule diskutiert. Zudem werden einige Bewegungsvarianten bewertet, die im Laufe des Tests beobachtet werden konnten.

Es ist allgemein anerkannt, dass Heben mit zunehmenden Lasten zu einer höheren Kompressionskraft im Bereich der lumbalen Wirbelsäule führt (Brinckmann et al., 2000; Hsiang et al., 1997; Schipplein et al., 1990; Buseck et al., 1988). Unabhängig von der zu hebenden Last spielt die Bewegungsausführung eine wichtige Rolle. In der durchgeführten Untersuchung hat die Mehrzahl der Teilnehmer ein Bewegungsverhalten gezeigt, das aufgrund der Startposition und den dabei eingenommenen Gelenkwinkeln einer Beinhebetechnik (‘squat’) entsprach. Nur Wenige realisierten von Anfang an eine Rumpfhebetechnik (stoop). Die in Kapitel 5.2.2 beschriebenen Änderungen des Rumpfneigewinkels führen jedoch zu einer Erhöhung der Kompressionskräfte im Bereich der lumbalen Wirbelsäule. Eine Erhöhung der Belastung für eine starke Vorneigung des Rumpfes beim Heben konnte von mehreren Autoren nachgewiesen werden (Wilke et al., 1999; Brinckmann et al., 2000). In dieser Position treten ausserdem erhöhte Scherkräfte zwischen den einzelnen Wirbelkörpern auf (Winter, 2004; Cochran, 1998).

In einer Studie von Leskinen (Leskinen et al., 1983) wird dieses Bewegungsverhalten, das durch eine Phasenverschiebung zwischen der Rumpf- und Kniegelenkbewegung gekennzeichnet ist, als ‘trunk kinetic lift’ bezeichnet. Anhand von Berechnungen mittels der Methode der inversen Dynamik wurde diese Hebetechnik als diejenige herausgefunden, die im Vergleich mit den Hebetechniken ‘Squat’ und ‘Stoop’ die höchsten Drehmomentwerte aufweist.

Etwa die Hälfte der Probanden zeigte im Laufe des Tests für die Startposition eine Verringerung des Kniewinkels und des Rumpfneigewinkels (siehe Abb. 4.27). Diese Positionsänderung erscheint zunächst, aus biomechanischer Sicht, ein Vorteil im Vergleich zu einer Startposition mit mehr gestreckten Knien darzustellen. Für die Berechnung der Kompressionskraft hat der Lastarm einen erheblichen Einfluss auf den Betrag der resultierenden Kraft (Brinckmann et al., 2000). Dieser Vorteil führt für diese Personengruppe direkt zu einer zusätzlichen Belastung. Die tiefere Startposition resultiert aus den Bemühungen, die Trägheit der Last durch eine schnelle Körperbewegung zu überwinden. Diese Ausholbewegung in Form eines ‘Schwungholens’ führt jedoch zu einer zusätzlichen Belastung, da in den meisten Fällen die Trägheit nicht auf Antrieb überwunden wird. Es kommt zu einem ‘Reissen an der Kiste’. In der Abbildung 4.34 sind die Verläufe der Bodenreaktionskraft für ein Start- und ein Schlussintervall zu sehen. Es wird deutlich, dass für hohe Lasten die Kraftspitzen vor der Bewegung der Kiste liegen und die Kraftwerte dabei deutlich über denen

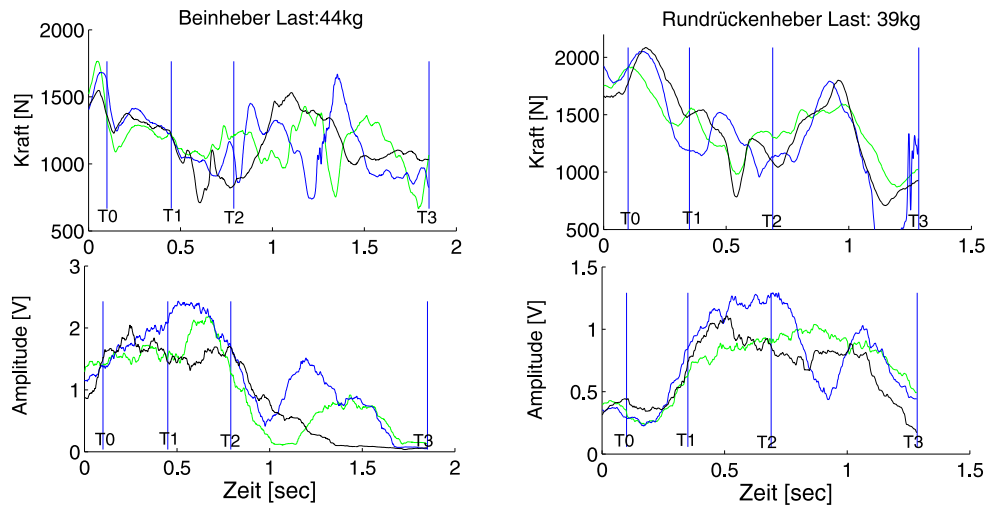


Abbildung 5.2: Vergleich von zwei Probanden mit unterschiedlichen Hebetechniken. Oben: Verlauf der Bodenreaktionskräfte Unten: Verlauf der Aktivität des M. erector spinae. Deutlich ist die geringe Muskel-Aktivität des ‚Rundrückenhebers‘ in der Initialphase (T0 bis T1) zu sehen

des Hebens in der Initialphase sind. Diese Kräfte führen in dynamischen Modellen der inversen Dynamik zu hohen Belastungsspitzen im lumbalen Bereich (Freivalds et al., 1984; Bonato et al., 2002) und bilden damit ein nicht zu vernachlässigendes Selbstgefährdungsrisiko.

Ein weiteres Gefährdungspotential liegt in der kyphotischen Haltung der lumbalen Wirbelsäule während des Hebevorgangs. Dazu sind in Abbildung 4.21 die Aktivitäten des M. erector spinae für zwei Probanden mit unterschiedlichem Bewegungsverhalten dargestellt. In Abbildung 5.2 werden diese Muskelaktivitäten noch einmal mit den entsprechenden Kurven der Bodenreaktionskräfte verglichen. Der Proband auf der linken Seite gehört zu der Kategorie Beinheber (‚squat‘), der Proband auf der rechten Seite der Abbildung führt eine Rumpfhebetechnik (‚stoop‘) aus, die mit einer kyphotischen Haltung der LWS verbunden ist (‚Rundrückenheber‘). Die Aktivitäten erstrecken sich über die vier Funktionsphasen eines Hebevorgangs. Für den Rundrückenheber zeigt sich in der Phase der Voraktivität (VA) und der Beschleunigungs- oder Initialphase (IP) im Vergleich zu dem Beinheber eine geringe Muskelaktivität. Dieses Phänomen wurde bereits 1955 von Floyd und Silver (FLOYD & SILVER, 1955) beobachtet. Unter dem Namen ‚Flexions-Relaxations-Phänomen‘ wurde es auch von anderen Autoren untersucht (Vakos et al., 1994; Holmes et al., 1992; Freivalds et al., 1984). Ein Vergleich mit den in diesen Phasen der Hebung auf-

tretenen Bodenreaktionskräften macht das damit verbundene Problem klar. Gerade in der Phase der höchsten Belastung zeigt sich für den ‚Rundrückenheber‘ ein nahezu vollständiger Verlust der Funktion der Rumpfstabilisierung durch den M. erector spinae. Bei hohen Lasten ist die Wirbelsäule in der Startphase des Hebens nicht muskulär gesichert.

Ein letzter Punkt, der als Risikofaktor für das Heben mit steigenden Lasten anzusehen ist, besteht in der mangelnden Bewegungserfahrung und der damit verbundenen unstabilen Bewegungsmuster. In Abbildung 4.20 sind die Muskelaktivitäten des M. biceps femoris von zwei Teilnehmern dargestellt. In der linken Seite der Abbildung sind die Amplitudenverläufe für vier Hebungen eines Intervalls dargestellt, die von einem Kaderathlet des deutschen Ruderverbands stammen. Es zeigt sich eine Bewegungskonstanz, die über einen motorischen Lernprozess zu automatisierten Aktivierungsmustern führen. Für die zweite Person zeigt sich ein völlig anderes Bild. Die Muskelaktivität zeigt eine hohe Variabilität und keine Akzentuierung im Verlauf. Für die Person mit den zeitsynchronen EMG-Amplituden wurden dann auch im Verlauf des Test nur für die letzten Intervalle geringe Änderungen im Bewegungsverhalten beobachtet. Die andere Person, die vor dem Test angab, keine Erfahrung im Hanteltraining zu haben, zeigte bereits im ersten Teil des Tests große Änderungen im Bewegungsverhalten, die mit einer Erhöhung der Belastung in der lumbalen Wirbelsäule einhergeht

Zusammenfassend lässt sich folgendes zur Bewertung des PILE-Tests sagen. Der PILE-Test ist ein wichtiges Diagnose-Instrument zur Bestimmung der Hebekapazität in der Rehabilitation und in ‚functional restoration programs‘. Die Reliabilität konnte in einer Studie von Lygren (Lygren et al., 2005) nachgewiesen werden. Für die Zielgruppe dieses Tests zeigt sich, dass neben der Kraftfähigkeit auch psychologische Parameter einen Einflussfaktor auf die erreichte Leistung darstellen. So konnte in einem Artikel von Garnier (Garnier et al., 2006) mit Hilfe einer Regressionsanalyse nachgewiesen werden, dass eine Reduktion der Bewegungsangst (‚fear avoidance beliefs‘) einen Einfluss auf die Hebekapazität besitzt.

Dennoch erscheint es zu kurz gegriffen, wenn die Autoren, die den Test 1988 publiziert (T. G. Mayer et al., 1988a) haben, auf die Frage nach der Sicherheit des PILE-Tests, lediglich auf die Anzahl der durchgeführten Tests verwiesen (T. Mayer et al., 1990), die ihres Wissens ohne Beeinträchtigungen abgelaufen sind, und nicht in Betracht ziehen, dass der Test durch bestimmte Formen des Bewegungsverhaltens ein Potential zur Selbstgefährdung der Teilnehmer und Teilnehmerinnen besitzt.

Um die in dieser Studie aufgezeigten Risiken bei der Durchführung des PILE-Tests zu reduzieren, sollten entweder zusätzliche Bewegungsanweisungen

zum Bewegungsverhalten während des Testablaufs erfolgen, oder es sollte erwogen werden, Abbruchkriterien auch im Bezug auf die Bewegungstechnik zu formulieren. Damit könnte die Sicherheit des PILE-Tests deutlich verbessert werden.

5.2.4 Methodenkritik

Die Befunde zu Effekten der lokalen muskulären Ermüdung zeigen deutlich: die untersuchten Muskeln der Hüft- und Rumpfextensoren zeigen signifikante Verringerungen der Medianfrequenz. Im Gegensatz dazu zeigt der Muskel vastus lateralis in seiner Funktion als Kniestrecker keine Änderungen im Verlauf des PILE-Tests.

Ein Vergleich dieser Resultate mit den beobachteten Änderungen der kinematischen Parameter muss mit gewissen Einschränkungen betrachtet werden. Die Hauptaussage bezüglich der Änderung des Bewegungsverhaltens beruht auf der zunehmenden Verringerung der Bewegungsamplitude der Rumpfextension in der Initialphase der Hebung. Daraus kann geschlossen werden, dass die beteiligte Muskulatur nicht mehr in der Lage ist das Heben der Last aktiv über eine Rumpfaufrichtung oder zu mindestens mit einer Stabilisierung der initialen Rumpfhaltung zu gewährleisten. Aufgrund des standardisierten Ablaufprotokolls des PILE-Tests ist es nicht möglich eine eindeutige Trennung zwischen der Höhe der Last und dem zusätzlichen Effekt der lokalen muskulären Ermüdung vornehmen zu können. Um zu prüfen, ob die Ermüdung der alleinige Faktor für die mangelnde Kraftfähigkeit der Rumpfextensoren ist, müsste der Versuchsablauf durch ein Heben mit konstanten Gewichten ersetzt werden. Eine weitere Möglichkeit wäre ein nachträglicher Test der Probanden mit den maximalen Lasten aus der Durchführung des PILE-Tests. Insgesamt ändert sich dadurch aber nichts an der grundsätzlichen Aussage, dass die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse darauf hindeuten, dass die Änderungen im Bewegungsverhalten während der Durchführung des ausbelastenden PILE-Tests durch ein Kraftdefizit des M. erector spinae verursacht wird.

Ein Kritikpunkt an der methodischen Durchführung der Arbeit besteht in der kinematischen Analyse der Veränderung des Rumpfneigewinkels mittels einer Videokamera. Damit war die Bewegungsebene auf die Sagitalebene festgelegt. Da die Durchführung des PILE-Tests explizit ohne Anweisungen zum Bewegungsverhalten verlief, konnten für vier Probanden keine gültigen Rumpfneigewinkel ermittelt werden, da sie die vorgegebene Bewegungsebene im Verlauf des Tests verlassen hatten. Die Knie- und Ellenbogenwinkel konnten dagegen, unabhängig von der Bewegungsebene mit elektrischem Goniometer gemessen

werden. Da mittlerweile ein Bewegungsanalysesystem vorhanden ist, mit dem dreidimensionale Bewegungsanalysen (Vicon) durchgeführt werden können, sollte diese methodische Einschränkung in Zukunft keine Rolle mehr spielen.

6 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit verfolgte zwei Forschungsziele, die auch jeweils einen eigenen Themenschwerpunkt bilden:

1. Entwicklung und Implementierung eines mathematischen Verfahrens zur spektralanalytischen Auswertung von elektromyographischen Signalen, denen dynamische Muskelkontraktionen zugrunde liegen.
2. Untersuchung von Effekten lokaler Ermüdung während eines ausbelastenden Hebetests mit zunehmenden Lasten unter Berücksichtigung von Veränderungen kinematischer und dynamischer Parameter.

Der methodenorientierte Schwerpunkt leitet sich aus der Notwendigkeit ab, zur Untersuchung von dynamischen Muskelkontraktionen mathematische Verfahren zur Verfügung zu haben, die keine Einschränkungen in Bezug auf die Stationarität der Signale haben. In der Literatur wurden dazu seit etwa zehn Jahren Verfahren beschrieben, die diese Einschränkungen der klassischen Fourier-Transformation überwinden und sich durch eine bessere Auflösung im Zeit- und Frequenzbereich auszeichnen.

In der vorliegenden Arbeit wird einer dieser Ansätze aufgenommen und dazu ein mathematischer Algorithmus vorgestellt, mit dem es möglich ist, stochastische elektromyographische Signale spektralanalytisch untersuchen zu können. Er beruht auf der Verwendung der ‚Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Verteilung‘, einer biquadratischen Transformation der Cohen-Klasse. Das Verfahren zeichnet sich, neben den genannten Eigenschaften, durch eine hohe Zeit- und Frequenzauflösung im Vergleich zur Fourier-Transformation aus.

Aus der Änderung der Zeit-Frequenz Verteilungen der elektromyographischen Signale ist es möglich, Rückschlüsse auf Effekte lokaler muskulärer Ermüdung zu ziehen. Dazu wird als Messgröße der Verlauf der momentanen Medianfrequenz benutzt. In der Literatur wird übereinstimmend beschrieben, dass es bei muskulärer Ermüdung zu einer Linksverschiebung des Leistungsdichtespektrums des elektromyographischen Signals kommt. Physiologisch wird

dies einer Verminderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale über die Muskelfaser und der Vergrößerung der Pulsbreite der Aktionspotentiale zugeordnet. Dies konnte in dieser Arbeit anhand einer Computersimulation, der ein einfaches Modell zugrunde liegt, verifiziert werden.

Die vorgestellte Methode zur Analyse der Zeit-Frequenz-Verteilung von dynamischen Muskelkontraktionen bietet, neben der Untersuchung von Ermüdungseffekten, die Möglichkeit Aussagen über Aktivierung von schnellen Muskelfasern in Zeitintervallen unter 100 ms zu machen. Damit besitzt sie das Potential, einen methodischen Zugang zur Bestimmung der Muskelfaserzusammensetzung zu eröffnen. Die aktuelle Diskussion dieser Frage zeigt jedoch, dass es unterschiedliche Ansichten über die Aussagekraft der Oberflächenelektromyographie zu diesem Themenkomplex gibt. Dazu ist es notwendig, sowohl die physiologischen Signale genauer verstehen zu können als auch die methodischen Verfahren zu verbessern, um diese Signale präzise analysieren zu können.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der oben beschriebene Algorithmus in Matlab (Version R2007b) implementiert. Dies geschah im Rahmen der Entwicklung eines Software-Programms zur Analyse von EMG-Signalen. Dabei werden sowohl amplituden- als auch frequenzbezogene Parameter ausgewertet. Durch den modularen Aufbau des Programms ist es möglich, neben den implementierten Verfahren der Short-Time-Fourier-Transformation (STFT), Wigner-Ville-Transformation (WVT) und Smooth-Pseudo-Wigner-Ville-Transformation (spWVT) auch andere Zeit-Frequenz-Transformationen hinzu zu fügen.

Der zweite thematische Schwerpunkt dieser Arbeit umfasst die Anwendung der spWV-Transformation zur Untersuchung von Effekten lokaler Muskelermüdung während eines Hebetests mit zunehmenden Lasten unter Berücksichtigung der Veränderungen kinematischer und dynamischer Parameter. Das Testprotokoll bestand in der Durchführung des PILE-Tests, eines ausbelastenden Hebetests zur Erfassung der Hebekapazität (T. G. Mayer et al., 1988a, 1988b).

Die zeitaufgelöste Frequenzanalyse wurde mit dem in dieser Arbeit umgesetzten mathematischen Verfahren durchgeführt. Als Messparameter zur Beschreibung von Ermüdungseffekten wurde der zeitliche Verlauf der momentanen Medianfrequenz gewählt. Für eine differenzierte Auswertung wurden die einzelnen Hebungen in drei zeitliche Funktionsphasen unterteilt.

Im Laufe des Tests ergaben sich für die Muskeln der Rumpffextensoren (M. erector spinae, M. gluteus maximus, M. biceps femoris) signifikante Reduktionen der Medianfrequenzen. Die größten Änderungen zeigte der Hauptkinetor der Rumpfaufrichtung, der M. erector spinae. Im Gegensatz dazu zeigten sich für

die Medianfrequenzen des M. vastus lateralis keine Änderung über die Gesamtdauer des Tests. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die verschiedenen Muskeln, insbesondere der M. vastus lateralis als kräftiger Kniestrecker und der M. erector spinae (ES) als kräftiger Rückenstrecker unterschiedlich auf die wiederholte und ansteigende Belastung reagieren. Während beim Rückenstrecker (ES) bereits nach wenigen Hebewiederholungen eine Ermüdung einsetzt, ist der Kniestrecker (VL) anscheinend in der Lage über den gesamten Test selbst bei zunehmenden Lasten genügend Kraft zu entwickeln.

Die partielle Ermüdung der Rückenmuskulatur korrespondiert mit einer Veränderung des Bewegungsmusters des Hebevorgangs. Dies wird besonders deutlich für die Initialphase der Hebung, in der die Trägheit der Last überwunden werden muss. Für diesen Zeitraum wurden mit zunehmenden Lasten auch zunehmende Bodenreaktionskräfte gemessen, die im Schlussintervall für die Gesamtgruppe dem 1,84-fachen des Körpergewichts entsprachen. Zu Beginn des Tests kann anhand der Daten der relativen Bewegungsamplituden im Kniegelenk und für die Rumpfaufrichtung von einer Hebung ausgegangen werden, an dem sowohl die Muskeln der Knie- als auch die der Rumpffextensoren beteiligt sind. Diese Bewegungsanteile verschieben sich mit steigenden Lasten und zunehmender Ermüdung des Rückens zugunsten der Bewegungsamplitude des Kniegelenks. Daraus folgt eine stärkere initiale Kniestreckung, die bei der Hälfte der Probanden mit einer Hüftbeugung einhergeht, wodurch der Rumpf in eine stärkere Neigung nach vorn gebracht wird. Für die Gesamtgruppe konnte eine signifikante Verminderung der Bewegungsamplitude des Rumpfes in der Initialphase im Verlauf des Tests festgestellt werden.

Die Änderung des Bewegungsverhaltens hat wiederum starke Auswirkungen auf die an der Wirbelsäule entstehenden Drehmomente und Kräfte. Mit Hilfe der Methode der inversen Dynamik konnte Leskinen (Leskinen et al., 1983) nachweisen, dass für das beobachtete Bewegungsverhalten die höchsten Kompressionskräfte im Vergleich zu anderen ‚Hebetechniken‘ auftreten. In der vorliegenden Studie wurden noch weitere Bewegungsstereotype gefunden, die mit hohen Belastungen des passiven Bewegungsapparates einher gehen. Dies betrifft sowohl das so genannte ‚Anreißen‘ der Kiste als auch das Anheben der Last aus einer kyphotischen Lendenwirbelsäulenhaltung.

Um die in dieser Studie aufgezeigten Risiken bei der Durchführung des PILE-Tests zu reduzieren, sollten entweder zusätzliche Bewegungsanweisungen zum Bewegungsverhalten während des Testablaufs erfolgen, oder es sollte erwogen werden, Abbruchkriterien auch im Bezug auf die Bewegungstechnik zu formulieren. Damit könnte die Sicherheit des PILE-Tests deutlich verbessert werden.

Anhang

A.1 Hardware-Anpassungen zur Durchführung des Tests

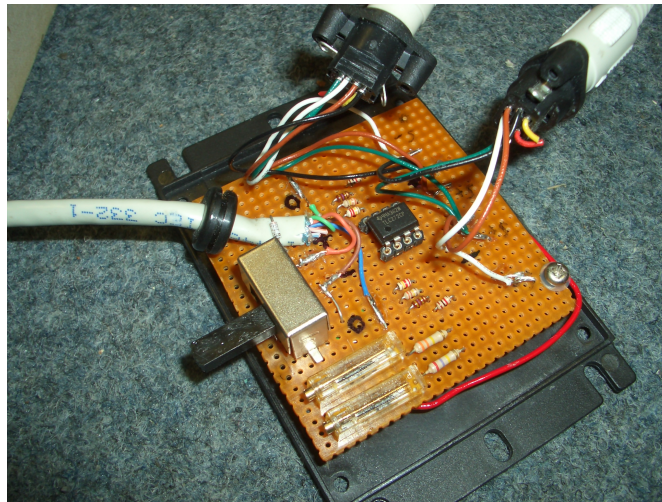


Abbildung A.1: Differenzverstärker für zwei Kraftmessplatten. Die Ruhepegel sind separat einstellbar. Die Verstärkungsfaktoren betragen 200 / 400 / 900. So konnte gewährleistet werden, dass die Kraftdaten synchron mit den EMG- und kinematischen Daten aufgenommen werden konnten.

Standfläche auf der Kraftmessplatte



Abbildung A.2: Kraftmessplatte mit Holzaufsatz, um die Standfläche für die Durchführung des PILE-Tests zu vergrößern

Sensoren der Kiste zur Bestimmung der Hebephasen



Abbildung A.3: Sensor des für das Synchronisationssignsl der Kiste. Über die beiden einfache Kontakte wird ein TTL-Signal zur Interface-Box übertragen

A.2 Formular zur Testdurchführung

.

**Einverständniserklärung zur Teilnahme an dem
Ausbelastungstest zur Ermittlung der
Hebekapazität (PILE, Mayer et al. , 1988)**



Hiermit erkläre ich, dass ich an der Untersuchung zur Evaluation des Hebetests (PILE-Test - Progressive Isoinertial Lifting Evaluation) freiwillig teilnehme. Ich erkläre, dass ich zur Zeit nicht unter aktuellen Rückenbeschwerden leide.

Ich wurde auf die Möglichkeit hingewiesen, dass es nach dem Absolvieren des Ausbelastungstests eventuell zu Beschwerden in Form von Muskelkater kommen kann.

Unterschrift des Probanden

Abbildung A.4: Einverständniserklärung der Probanden vor der Teilnahme am PILE-Test

A.3 Rechenzeiten der Zeit-Frequenz-Transformationen

A.4 Messdaten des PILE-Tests

.

FrequenzAnalyse (4 calls, 0.676 sec)

Generated 02-Oct-2009 21:32:58 using cpu time.

M-function in file [D:\Ralf\Projekte\Diss\D-MatLab\FrequenzAnalyse.m](#)

[\[Copy to new window for comparing multiple runs\]](#)

Refresh

☐ Show parent functions ☐ Show busy lines ☐ Show child functions
☐ Show M-Lint results ☐ Show file coverage ☐ Show function listing

Parents (calling functions)

Function Name	Function Type	Calls
Analyse_Freq_Anheben>GetIntervallData	M-subfunction	4

Lines where the most time was spent

Line Number	Code	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
54	<code>yy = yy .* hanning(Win.len); ...</code>	2795	0.403 s	59.6%	
70	<code>[v_mean(i),v_med(i)] = FreqVal...</code>	2795	0.115 s	17.0%	
58	<code>freq = abs(yf(1:n)'); ...</code>	2795	0.072 s	10.6%	
48	<code>if (method==1)</code>	2795	0.029 s	4.3%	
46	<code>yy=yt(tt:tt+Win.len-1); ...</code>	2795	0.029 s	4.3%	
All other lines			0.029 s	4.3%	
Totals			0.676 s	100%	

Children (called functions)

Function Name	Function Type	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
hanning	M-function	2795	0.331 s	48.9%	
FreqVals	M-function	2795	0.101 s	14.9%	
num2str	M-function	8	0 s	0%	
Self time (built-ins, overhead, etc.)			0.244 s	36.2%	
Totals			0.676 s	100%	

Abbildung A.5: Auswertebogen des Rechenaufwands für die Kurzzeit-Fourier-Transformation(STFT). Der Auzug wird vom Software-Programm MatLab-2007b generiert. Die Auswertung betrifft die Berechnung eines Intervalls mit vier Hebungen (4 calls). Die Rechenzeit beträgt für die 2795 Einzelspektren 0,67 s

A.5 statistische Auswertungen

FrequenzAnalyse (4 calls, 95.585 sec)

Generated 02-Oct-2009 21:38:25 using cpu time.

M-function in file [D:\Ralf\Projekte\Diss\D-MatLab\FrequenzAnalyse.m](#)

[\[Copy to new window for comparing multiple runs\]](#)

Refresh

Show parent functions

Show busy lines

Show child functions

Show M-Lint results

Show file coverage

Show function listing

Parents (calling functions)

Function Name	Function Type	Calls
Analyse_Freq_Anheben>GetIntervallData	M-subfunction	4

Lines where the most time was spent

Line Number	Code	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
61	f req = w f _ s l i d i n g _ w i n d o w (y y , n . . .	2795	94.456 s	98.8%	
60	yy=hi l b e r t (y y) ;	2795	0.564 s	0.6%	
70	[v _ m e a n (i) , v _ m e d (i)] = F r e q V a l . . .	2795	0.235 s	0.2%	
62	f = (1 : n u m _ f r e q s / 2) * v s / n u m _ f r e . . .	2795	0.063 s	0.1%	
46	yy=yt (t t : t t + W n . l e n - 1) ; . . .	2795	0.063 s	0.1%	
All other lines			0.204 s	0.2%	
Totals			95.585 s	100%	

Children (called functions)

Function Name	Function Type	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
wvf_sliding_window	M-function	2795	94.394 s	98.8%	
hilbert	M-function	2795	0.549 s	0.6%	
FreqVals	M-function	2795	0.235 s	0.2%	
init_psWVT	M-function	4	0.047 s	0.0%	
num2str	M-function	8	0 s	0%	
Self time (built-ins, overhead, etc.)			0.360 s	0.4%	
Totals			95.585 s	100%	

Abbildung A.6: Auswertung des Rechenaufwands für die smooth-pseudo-Wigner-Ville-Transformation (spWVT) für vier Hebungen (4 calls). Der Rechenaufwand dieser Transformation liegt deutlich über dem der Berechnung der STFT (Faktor:>120). Die Rechenzeit beträgt für die 2795 Einzelspektren 95,6 s

wvf_sliding_window (2795 calls, 94.394 sec)

Generated 02-Oct-2009 21:39:59 using cpu time.

M-function in file [D:\Ralf\Projekte\Diss\D-MatLab\wvf_sliding_window.m](#)

[\[Copy to new window for comparing multiple runs\]](#)

Refresh




☐ Show parent functions ☐ Show busy lines ☐ Show child functions

☐ Show M-Lint results ☐ Show file coverage ☐ Show function listing

Parents (calling functions)

Function Name	Function Type	Calls
FrequenzAnalyse	M-function	2795

Lines where the most time was spent

Line Number	Code	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
91	caf_col = caf_col.*fftshift(ca...	715520	50.559 s	53.6%	
88	caf_col = fft(tcf_col,L2);	715520	18.885 s	20.0%	
87	tcf_col = [zeros(k,1);xx(k*2+1...	715520	17.584 s	18.6%	
93	tcf(k+1) = w*caf_col; % inve...	715520	5.156 s	5.5%	
94	end	715520	0.454 s	0.5%	
All other lines			1.755 s	1.9%	
Totals			94.394 s	100%	

Children (called functions)

Function Name	Function Type	Calls	Total Time	% Time	Time Plot
fftshift	M-function	718315	37.754 s	40.0%	
fliplr	M-function	2795	0.047 s	0.0%	
Self time (built-ins, overhead, etc.)			56.592 s	60.0%	
Totals			94.394 s	100%	

Abbildung A.7: Detaildarstellung des Rechenaufwands für das Modul der smooth-pseudo-Wigner-Ville-Transformation (spWVT). Für ein Intervall wurden 2795 Einzelspektren berechnet. Die Rechezeit beträgt 94,4 s

M. gastrocnemius			M. vastus lateralis		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
11,66	16,29	13,97	35,20	45,13	58,55
9,77	18,09	32,71	25,47	32,57	59,56
19,18	39,55	46,89	38,17	52,12	71,49
8,23	13,14	64,16	16,18	32,09	52,70
8,22	24,92	40,35	26,73	44,57	77,24
7,49	29,54	61,04	33,21	40,20	39,64
23,58	31,28	64,74	35,28	43,04	51,34
11,91	40,74	54,54	30,60	44,35	57,12
12,62	11,53	30,35	30,76	46,58	78,08
15,65	20,63	62,87	14,64	62,84	57,13
17,59	23,27	47,55	13,02	39,62	50,96
18,80	28,04	40,21	20,93	30,70	55,84
4,73	7,94	37,13	19,75	37,06	70,58
8,20	36,48	61,15	14,09	21,53	56,98
14,16	13,94	62,21	31,19	46,25	59,18
26,64	35,74	42,89	18,24	51,94	55,54
7,34	46,01	43,75	37,59	39,38	72,65
11,17	20,38	45,65	28,26	32,54	52,34
7,38	46,92	49,33	29,76	57,43	52,45
7,31	35,28	83,80	20,27	27,01	66,76
17,83	38,76	75,86	40,14	65,78	74,43
19,18	44,17	61,35	50,32	40,73	57,97

Abbildung A.8: Normierte Amplitudenwerte der jeweiligen Hauptphase für M. gastrocnemius und M. vastus lateralis für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Werte sind auf das dynamische Maximum einer Zeitphase (VA,IP,SP,AP) bezogen. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

M. gluteus max.			M. erector spinae		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
13,29	30,33	60,22	16,53	32,83	63,92
15,69	36,76	76,27	34,43	57,39	60,60
28,59	42,01	78,46	22,73	45,30	70,48
16,73	31,34	81,06	27,41	50,36	71,03
27,74	44,81	69,93	33,95	67,15	74,07
16,29	36,29	55,16	31,67	59,19	79,99
22,69	22,74	67,99	33,00	49,86	55,68
24,39	39,68	47,03	28,84	63,03	62,57
18,28	30,55	55,55	23,86	41,36	67,15
22,15	31,10	59,92	32,91	52,18	73,50
22,02	38,16	68,31	32,52	49,24	78,30
19,72	28,09	68,19	22,40	38,55	69,07
17,41	28,21	56,14	21,01	39,24	69,99
18,86	20,16	61,13	19,66	37,63	70,77
19,53	27,68	72,50	29,44	50,19	76,56
15,23	41,37	56,01	18,34	49,01	78,13
13,71	36,13	59,59	28,27	45,20	72,76
15,84	37,71	53,90	47,16	46,76	31,53
15,12	37,57	44,41	23,72	59,77	62,10
22,41	38,22	76,63	23,42	46,44	70,74
16,96	23,91	81,87	20,69	48,30	76,79
29,59	47,70	56,50	28,05	42,77	60,63

Abbildung A.9: Normierte Amplitudenwerte der jeweiligen Hauptphase für M. gluteus maximus und M. erector spinae für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Werte sind auf das dynamische Maximum einer Zeitphase (VA,IP,SP,AP) bezogen. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

M. biceps femoris			M. biceps brachii		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
14,20	7,64	18,47	10,35	65,69	78,82
16,95	33,54	75,88	6,15	44,31	60,13
33,13	46,82	72,56	19,14	64,58	76,88
16,03	22,10	69,49	9,75	47,85	65,98
10,12	30,07	57,02	7,33	29,47	77,32
22,39	50,61	66,59	14,32	57,72	69,18
20,15	11,29	26,72	6,07	37,90	79,00
30,12	45,79	55,13	14,49	45,84	59,98
30,59	42,95	64,20	10,17	34,53	58,23
29,00	30,89	61,92	11,46	42,28	70,76
19,34	25,46	55,01	13,26	43,72	66,65
19,26	31,50	73,36	10,82	22,98	68,74
21,48	26,82	71,99	10,12	53,84	74,39
29,12	16,39	56,77	12,72	41,59	63,58
5,46	21,88	58,36	14,50	71,61	84,55
26,31	34,45	66,55	7,03	47,26	64,94
17,91	37,18	68,29	12,85	48,44	68,74
11,43	31,27	57,03	7,11	20,86	64,87
25,82	48,84	50,03	10,88	56,61	71,57
25,76	41,15	76,21	5,97	50,27	58,64
5,14	16,29	54,31	10,98	36,69	85,05
15,35	27,71	35,62	6,24	17,61	45,16

Abbildung A.10: Normierte Amplitudenwerte der jeweiligen Hauptphase für M. biceps femoris und M. biceps brachii für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Werte sind auf das dynamische Maximum einer Zeitphase (VA,IP,SP,AP) bezogen. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

Tabelle A.1: Hauptaktivitätsphasen der untersuchten Muskeln für die Zeitphasen des Hebevorgangs. Aufgrund von unterschiedlichen Hebetechniken sind für einige Probanden Abweichungen von den in der Tabelle aufgeführten Zuordnungen notwendig.

Muskel			„Hauptaktivitätsphasen“		
M. gastrocnemius			IP		
M. biceps femoris			IP / SP		
M. vastus lateralis			VA / IP		
M. gluteus maximus			IP / SP		
M. erector spinae			IP / SP		
M. biceps brachii			IP / SP		

M. gastrocnemius			M. vastus lateralis		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
108,92	106,45	107,40	89,07	94,92	95,22
113,32	100,39	84,10	88,47	79,20	77,94
123,95	124,08	140,45	87,96	86,90	86,71
98,40	105,85	101,21	91,30	97,23	98,05
111,08	107,76	101,07	93,88	93,03	92,54
108,85	104,81	98,13	111,12	109,63	109,40
82,17	96,84	96,10	98,63	86,84	88,39
112,91	121,65	105,93	89,23	85,73	85,47
116,58	118,87	122,86	93,89	95,46	87,38
122,09	108,60	109,75	76,48	76,07	74,64
87,07	81,24	85,84	59,41	65,80	58,59
100,17	111,82	105,96	95,47	97,81	99,72
108,20	99,25	93,52	61,88	58,79	58,08
100,06	107,58	119,48	109,46	106,22	109,52
130,01	130,59	129,35	104,31	104,74	103,33
88,33	82,23	96,52	107,19	99,01	99,89
121,02	114,84	113,79	105,37	102,67	101,23
111,28	124,45	101,86	81,22	80,08	82,50
111,48	102,40	103,87	102,63	99,63	98,35
103,51	121,80	115,45	78,59	74,40	86,50
134,80	116,87	123,77	104,68	100,73	102,27
88,75	96,88	90,38	89,47	88,90	89,74

Abbildung A.11: Werte der Medianfrequenz [Hz] der jeweiligen Hauptphase für M. gastrocnemius und M. vastus lateralis für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

M. gluteus max.			M. erector spinae		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
63,09	64,98	59,66	70,66	59,26	55,69
96,71	76,86	82,98	76,03	61,33	58,06
67,82	66,42	64,96	90,76	80,94	67,18
55,13	57,90	53,60	87,38	92,12	58,77
59,38	60,38	52,77	72,68	62,15	50,57
64,60	56,06	51,36	84,82	64,84	56,50
64,76	61,42	59,36	83,71	78,02	56,70
70,86	62,03	69,29	104,87	95,69	77,69
64,02	64,33	58,48	88,03	70,12	51,02
73,87	71,98	66,20	77,61	77,01	65,52
51,53	54,64	49,19	72,12	69,93	62,63
55,56	53,73	46,51	67,66	61,54	54,35
61,90	58,14	56,38	89,81	70,65	60,34
91,83	89,42	86,32	83,99	57,97	50,84
71,47	66,60	64,60	156,56	142,26	117,17
77,80	64,56	64,12	86,46	67,44	59,62
62,68	52,15	51,90	77,73	66,91	54,08
54,96	51,36	45,04	101,37	87,79	77,00
89,65	85,03	74,36	87,15	99,23	68,15
64,72	65,77	65,79	90,25	74,96	64,51
64,60	59,17	57,51	102,86	101,78	76,94
61,53	60,39	58,10	92,30	86,29	81,00

Abbildung A.12: Werte der Medianfrequenz [Hz] der jeweiligen Hauptphase für M. gluteus maximus und M. erector spinae für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

M. biceps femoris			M. biceps brachii		
IVs	IVm	IVe	IVs	IVm	IVe
98,16	88,02	87,25	58,21	68,29	50,38
98,36	92,06	84,29	62,20	72,76	72,82
115,99	115,83	120,72	73,14	78,38	66,72
105,63	105,64	89,85	69,18	80,65	62,02
74,77	75,46	73,74	63,94	69,84	67,13
104,58	88,26	87,98	58,54	72,60	66,47
94,94	83,46	79,56	59,59	62,66	56,74
119,89	109,97	113,01	56,05	54,42	55,10
72,19	82,73	87,30	79,69	77,35	72,99
132,92	124,54	118,33	60,54	65,37	59,97
61,56	63,07	56,21	87,52	94,63	88,00
92,67	90,40	78,09	71,58	71,89	71,40
121,03	118,34	112,68	60,88	60,62	61,23
109,57	84,45	88,11	76,81	77,97	61,83
106,45	91,06	82,39	72,61	73,28	62,66
82,96	75,56	74,02	70,19	78,11	64,19
83,34	80,50	81,49	69,96	71,81	60,70
70,25	61,39	64,15	61,48	73,23	60,76
96,75	88,65	91,21	68,25	76,28	70,93
90,16	85,93	90,64	64,30	69,49	64,02
81,90	84,23	82,31	82,17	82,95	97,74
100,50	102,42	96,70	65,85	69,77	65,49

Abbildung A.13: Werte der Medianfrequenz [Hz] der jeweiligen Hauptphase für M. biceps femoris und M. biceps brachii für das Start-, Mittel- und Schlussintervall. Die Hauptphasen der Muskeln sind in Tabelle A.1 dargestellt

Rumpfwinkel-Startintervall			Rumpfwinkel-Mittelintervall		
T0	T1	T2	T0	T1	T2
44,50	44,50	22,50	37,00	35,80	27,00
71,00	53,00	33,00	77,30	60,80	33,80
60,30	48,00	36,00	45,00	41,00	27,50
67,00	58,30	35,80	61,00	55,30	37,00
66,50	55,50	25,50	71,50	66,50	33,50
56,80	47,30	31,80	58,30	53,50	34,00
64,80	58,00	33,50	65,30	63,80	35,80
54,50	44,00	33,80	41,80	39,30	30,30
71,30	65,50	33,30	61,80	65,00	30,80
58,30	50,50	33,50	46,00	42,00	31,30
49,30	44,50	19,00	42,00	39,00	22,00
46,00	44,00	30,00	52,00	53,00	30,00
59,80	51,50	32,30	58,00	49,80	31,50
36,80	31,00	23,30	37,00	32,80	28,80
57,30	51,00	21,30	54,80	52,80	18,00
73,50	51,50	32,80	76,00	59,30	38,80
52,80	47,30	33,50	34,50	33,50	28,50
58,30	52,00	24,50	67,00	61,50	30,30

Abbildung A.14: Rumpfneigewinkel für das Start- und Mittelintervall [Grad]
in den Positionen ,Boden'(T0), ,Knie'(T1) und ,Hüfte'(T2)

Rumpfwinkel-Schlussintervall			Kniewinkel-Startintervall		
T0	T1	T2	T0	T1	T2
40,50	37,80	21,00	86,50	124,80	163,50
83,50	69,50	38,50	131,50	145,30	158,80
49,50	45,50	23,00	123,30	138,00	152,80
64,50	63,50	39,00	107,80	128,50	148,30
79,00	70,50	33,50	110,50	135,80	163,50
51,80	46,30	27,80	112,30	130,00	145,80
55,80	66,00	26,00	110,00	140,50	168,30
62,30	66,80	34,00	112,50	134,50	156,80
64,50	71,80	36,50	117,30	148,50	167,80
39,30	46,80	28,50	114,30	139,80	161,80
49,80	55,80	24,50	92,30	120,00	159,00
53,00	61,80	23,00	93,00	140,00	174,00
47,80	45,80	30,30	127,00	142,50	165,50
41,80	37,50	27,30	124,80	143,50	167,80
58,30	53,50	16,30	115,80	139,50	162,80
75,50	57,80	27,50	152,30	159,30	165,30
46,00	46,50	19,80	91,00	119,30	159,30
62,30	58,80	23,50	90,80	116,50	151,50

Abbildung A.15: Rumpfneigewinkel für das Schlussintervall / Kniewinkel für das Startintervall [Grad] in den Positionen ‚Boden‘(T0), ‚Knie‘(T1) und ‚Hüfte‘(T2)

Kniewinkel-Mittelintervall			Kniewinkel-Schlussintervall		
T0	T1	T2	T0	T1	T2
89,00	124,30	155,50	102,30	162,00	173,30
149,00	157,80	160,80	138,30	173,30	175,30
95,00	129,80	144,30	106,80	144,50	154,20
97,30	125,80	146,50	110,00	167,00	173,00
112,30	140,50	161,80	106,50	161,30	173,80
104,00	130,30	151,30	105,00	151,30	165,00
114,50	152,30	169,00	89,50	158,30	171,80
93,50	129,50	160,30	91,30	152,00	170,00
108,50	162,80	171,00	89,80	160,50	169,50
101,50	144,00	169,80	81,50	148,00	166,80
88,50	115,30	143,30	90,80	147,50	178,80
89,00	144,00	173,00	90,00	163,30	174,80
136,30	152,30	159,50	119,00	164,50	174,50
135,30	161,00	170,80	124,30	161,80	171,50
95,50	139,50	168,00	106,80	163,80	173,00
145,80	159,30	162,00	123,50	175,00	175,00
81,30	117,30	161,00	87,00	134,50	167,00
97,50	132,50	158,00	104,80	167,00	176,80

Abbildung A.16: Kniewinkel für das Mittel- und Schlussintervall [Grad] in den Positionen ‚Boden‘(T0), ‚Knie‘(T1) und ‚Hüfte‘(T2)

Test bei gepaarten Stichproben									
		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
					95% Konfidenzintervall der Differenz				
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Untere				Obere
Paaren 1	A_BB_IVs - A_BB_IVm	-34,09060	12,69439	2,70645	-39,71898	-28,46222	-12,596	21	,000
Paaren 2	A_BB_IVm - A_BB_IVe	-24,15828	12,89371	2,74895	-29,87503	-18,44153	-8,788	21	,000
Paaren 3	A_VL_IVs - A_VL_IVm	-14,71162	12,20306	2,60170	-20,12215	-9,30108	-5,655	21	,000
Paaren 4	A_VL_IVm - A_VL_IVe	-17,95847	13,33609	2,84326	-23,87136	-12,04558	-6,316	21	,000
Paaren 5	A_GL_IVs - A_GL_IVm	-14,46742	6,86085	1,46274	-17,50935	-11,42549	-9,891	21	,000
Paaren 6	A_GL_IVm - A_GL_IVe	-29,82919	14,13240	3,01304	-36,09514	-23,56324	-9,900	21	,000
Paaren 7	A_ES_IVs - A_ES_IVm	-21,44322	8,06549	1,71957	-25,01926	-17,86719	-12,470	21	,000
Paaren 8	A_ES_IVm - A_ES_IVe	-19,30006	13,01723	2,77528	-25,07157	-13,52854	-6,954	21	,000
Paaren 9	A_BF_IVs - A_BF_IVm	-10,70861	10,27644	2,19094	-15,26493	-6,15229	-4,888	21	,000
Paaren 10	A_BF_IVm - A_BF_IVe	-27,76738	13,10226	2,79341	-33,57660	-21,95817	-9,940	21	,000
Paaren 11	A_GA_IVs - A_GA_IVm	-15,18277	12,22718	2,60684	-20,60400	-9,76154	-5,824	21	,000
Paaren 12	A_GA_IVm - A_GA_IVe	-22,71966	16,11323	3,43535	-29,86387	-15,57545	-6,613	21	,000

Abbildung A.17: T-Test für die Änderung der Amplituden der sechs Muskeln für die drei Hebeintervalle Start-, Mittel- und Schlussintervall.

Test bei gepaarten Stichproben									
		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
					95% Konfidenzintervall der Differenz				
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Untere	Obere			
Paaren 1	ES_IVs - ES_IVm	9,69469	9,03153	1,92553	5,69034	13,69905	5,035	21	,000
Paaren 2	ES_IVm - ES_IVe	13,81225	8,61886	1,83755	9,99087	17,63364	7,517	21	,000
Paaren 3	ES_IVs - ES_IVe	23,50695	8,36920	1,78432	19,79625	27,21764	13,174	21	,000
Paaren 4	BB_IVs - BB_IVm	-4,98380	4,69525	1,00103	-7,06555	-2,90204	-4,979	21	,000
Paaren 5	BB_IVm - BB_IVe	6,50224	7,52085	1,60345	3,16768	9,83680	4,055	21	,001
Paaren 6	BB_IVs - BB_IVe	1,51844	7,03356	1,49956	-1,60007	4,63695	1,013	21	,323
Paaren 7	GA_IVs - GA_IVm	-,10515	9,98734	2,12931	-4,53329	4,32299	-,049	21	,961
Paaren 8	GA_IVm - GA_IVe	1,74881	9,56706	2,03970	-2,49298	5,99061	,857	21	,401
Paaren 9	GA_IVs - GA_IVe	1,64366	11,72563	2,49991	-3,55519	6,84252	,657	21	,518
Paaren 10	VL_IVs - VL_IVm	1,63208	4,57475	,97534	-,39625	3,66041	1,673	21	,109
Paaren 11	VL_IVm - VL_IVe	-,07596	3,78765	,80753	-1,75532	1,60339	-,094	21	,926
Paaren 12	VL_IVs - VL_IVe	1,55612	4,90349	1,04543	-,61797	3,73021	1,488	21	,151
Paaren 13	GM_IVs - GM_IVm	3,87150	5,57898	1,18944	1,39792	6,34508	3,255	21	,004
Paaren 14	GM_IVm - GM_IVe	2,94717	4,14351	,88340	1,11004	4,78430	3,336	21	,003
Paaren 15	GM_IVs - GM_IVe	6,81867	4,48513	,95623	4,83008	8,80726	7,131	21	,000
Paaren 16	BF_IVs - BF_IVm	5,57275	7,72628	1,64725	2,14711	8,99839	3,383	21	,003
Paaren 17	BF_IVm - BF_IVe	2,35957	5,74700	1,22526	-,18850	4,90765	1,926	21	,068
Paaren 18	BF_IVs - BF_IVe	7,93232	9,05378	1,93027	3,91810	11,94654	4,109	21	,001

Abbildung A.18: T-Test für die Änderung der Medianfrequenzen

Literaturverzeichnis

- Adrian, E. D. & Bronk, D. W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. the frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 67 (2), i3–151.
- Allen, D. G. (2009). Fatigue in working muscles. *Journal of Applied Physiology*, 106 (2), 358–9.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 88, 287–332.
- Andersson, G. B. (1981). Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. *Spine*, 6 (1), 53–60.
- Andria, G. & Savino, M. (1996). Interpolated smoothed pseudo Wigner-Ville distribution for accurate spectrum analysis. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 45 (4), 818–823.
- Arabadzhiev, T. I., Dimitrov, G. V. & Dimitrova, N. A. (2005). Intracellular action potential generation and extinction strongly affect the sensitivity of m-wave characteristic frequencies to changes in the peripheral parameters with muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (2), 159–69.
- Arbeitsschutzgesetz. (1996). Artikel 2 der Verordnung zur Umsetzung von EG-Einzelrichtlinien zur EG-Rahmenrichtlinie Arbeitsschutz. (BGBl. I S. 1842)
- Balog, E. M., Thompson, L. V. & Fitts, R. H. (1994). Role of sarcolemma action potentials and excitability in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 76 (5), 2157–62.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D. A. & Woods, J. J. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology*, 64 (2), 414–27.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7 (9), 691–699.

- Bigos, S. J., Battié, M. C., Spengler, D. M., Fisher, L. D., Fordyce, W. E., Hansson, T. H. et al. (1991). A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine*, 16 (1), 1–6.
- Blijham, P. J., Hengstman, G. J. D., Laak, H. J. T., Engelen, B. G. M. V. & Zwarts, M. J. (2004). Muscle-fiber conduction velocity and electromyography as diagnostic tools in patients with suspected inflammatory myopathy: a prospective study. *Muscle & Nerve*, 29 (1), 46–50.
- Bonato, P., Boissy, P., Croce, U. D. & Roy, S. H. (2002). Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 10 (1), 38–47.
- Bonato, P., Ebenbichler, G. R., Roy, S. H., Lehr, S., Posch, M., Kollmitzer, J. et al. (2003). Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine*, 28 (16), 1810–1820.
- Borg, G. (1962). *Physical performance and perceived exertion*. Lund: Glerup.
- Bottinelli, R. & Reggiani, C. (2000). Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 73 (2-4), 195–262.
- Brinckmann, P., Frobin, W. & Leivseth, G. (2000). *Orthopädische Biomechanik* (1. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Broman, H., Bilotto, G. & De Luca, C. J. (1985). Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 58 (5), 1428–37.
- Bryl, B. (2008). *Kinematische Analyse eines ermüdenden Hebetests (PILE unter besonderer Berücksichtigung der Veränderung des Hebeverhaltens*. (Diplomarbeit an der Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Sportwissenschaft)
- Buseck, M., Schipplein, O. D., Andersson, G. B. & Andriacchi, T. P. (1988). Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting. *Spine*, 13 (8), 918–921.
- Chen, Y. (2000). Changes in lifting dynamics after localized arm fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25 (6), 611–619.
- Cochran, G. V. B. (1998). *Orthopädische biomechanik*. Stuttgart: Enke Verlag.
- Cohen, L. (1989). Time-Frequency Distribution - A Review. *Proceedings of the IEEE*, 77 (7), 941–981.

- Cohen, L. (1992). A primer on time-frequency analysis. In B. Boashash (Hrsg.), *New Methods in Time-Frequency Analysis* (S. 3-42). Cheshire: Longman.
- Davis, P. R., Troup, J. D. & Burnard, J. H. (1965). Movements of the thoracic and lumbar spine when lifting: a chrono-cyclophotographic study. *Journal of Anatomy*, 99, 13–26.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11 (4), 251–79.
- De Luca, C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16 (2), 210–216.
- Dietrich, R. (2008). Zeitaufgelöste Frequenzanalyse von EMG-Signalen mittels der Cohen-Class-Transformation bei dynamischen Hebevorgängen mit zunehmenden Lasten. In *Biosignalverarbeitung, Innovationen bei der Erfassung und Analyse bioelektrischer und biomagnetischer Signale* (S. 88–92). Potsdam: Universität Potsdam. (Tagungsband, ISBN 978-3-9810021-7-1)
- Dietrich, R., Bryl, B. & Arampatzis, A. (2009). *Changes in Motor Behavior while Performing an Exhausting Lifting Test (PILE)*. Oral Presentation at the 11th International Conference of Sport Kinetics. (Halkidiki, Greece)
- Dietrich, R., Koch, K., Aschebrock, K., Beckers, E. & Tidow, G. (2008). Evaluation betrieblicher Gesundheitsförderungsprogramme mittels physiologischer und psychologischer Untersuchungsmethoden. In *Sport und Gesundheit in der Lebensspanne* (S. 309–313). Hamburg: Czwalina.
- Dimitrov, G., Arabadzhiev, T., Hogrel, J. & Dimitrova, N. (2008a). Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part I: What do the intramuscular spike amplitude-frequency histograms reflect? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 26–34.
- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Hogrel, J. & Dimitrova, N. A. (2008b). Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. part II—changes in amplitude and spectral characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18 (1), 35–43.
- Dimitrova, N. A. & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13 (1), 13–36.
- Dolan, P. & Adams, M. A. (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31 (8), 713–721.

- Ebenbichler, G. R., Bonato, P., Roy, S. H., Lehr, S., Posch, M., Kollmitzer, J. et al. (2002). Reliability of EMG time-frequency measures of fatigue during repetitive lifting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (8), 1316–1323.
- Enoka, R. M., Bawa, P., Wakeling, J., Gabriel, D., Kamen, G., Meyer, F. et al. (2008). Comments on point:counterpoint: spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*, 105 (5), discussion 1674–1681.
- Farina, D. (2008). Counterpoint: spectral properties of the surface EMG do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 105 (5), 1673–1674.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 96 (4), 1486–95.
- FLOYD, W. F. & SILVER, P. H. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *The Journal of Physiology*, 129 (1), 184–203.
- Freivalds, A., Chaffin, D. B., Garg, A. & Lee, K. S. (1984). A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Journal of Biomechanics*, 17 (4), 251–262.
- Gagnon, M. & Smyth, G. (1992). Biomechanical exploration on dynamic modes of lifting. *Ergonomics*, 35 (3), 329–345.
- Garnier, K., Wessels, T., Ewert, T. & Stucki, G. (2006). Prädiktoren für die Steigerung von Hebekapazität bei Rückenschmerzpatienten. *Phys Rehab Kur Med*, 16.
- Gerdle, B., Larsson, B. & Karlsson, S. (2000). Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10 (4), 225–32.
- Golenhofen, K. (2000). *Physiologie heute* (2. Aufl.). München - Jena: Urban&Fischer.
- Hagen, K. B. & Harms-Ringdahl, K. (1994). Ratings of perceived thigh and back exertion in forest workers during repetitive lifting using squat and stoop techniques. *Spine*, 19 (22), 2511–2517.

- Hart, D. L., Stobbe, T. J. & Jaraiedi, M. (1987). Effect of lumbar posture on lifting. *Spine*, 12 (2), 138–145.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. (1965a). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, 28 (3), 599–620.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. (1965b). Functional Significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28, 560–580.
- Hermann, L. (1872). Ueber eine Wirkung galvanischer Ströme auf Muskeln und Nerven: Schluss. *Archiv für die gesammte Physiologie des Menschen und der Thiere* (6), 312–360.
- Hildebrandt, J., Pfingsten, M., Lüder, S., Lucan, S., Pauls, J., Seeger, D. et al. (2003). *Göttinger Rücken-Intensiv-Programm (GRIP). das manual* (1. Aufl.). Berlin: congress compact verlag.
- Holmes, J. A., Damaser, M. S. & Lehman, S. L. (1992). Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in lordotic and kyphotic squat-lifting. *Spine*, 17 (3), 327–334.
- Hsiang, S. M., Brogmus, G. E. & Courtney, T. K. (1997). Low back pain (LBP) and lifting technique - a review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19 (1), 59–74.
- Hultman, E. & Sjöholm, H. (1983). Electromyogram, force and relaxation time during and after continuous electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *The Journal of Physiology*, 339, 33–40.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D. & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. an autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, 18 (1), 111–29.
- Jöllenbeck, T. (2007). *EMG-Frequenzanalyse*. EMG Workshop - Kursunterlagen. (Universität Paderborn, Okt. 2007)
- Juel, C. (1988). Muscle action potential propagation velocity changes during activity. *Muscle & Nerve*, 11 (7), 714–9.
- Khalil, T., Asfour, S., Goldberg, M., Moty, E., Fishbain, D., Santana, R. et al. (1990). Letters - To the editor:. *Spine*, 15 (4), 342–343.
- Kiencke, U., Schwarz, M. & Weickert, T. (2008). *Signalverarbeitung - zeit-frequenz-analyse und schätzverfahren* (1. Aufl.). München: Oldenbourg.

- Knaflitz, M. & Bonato, P. (1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9 (5), 337–350.
- Koch, K., Dietrich, R., Aschebrock, K., Tidow, G., Beckers, E. & Greve, R. (2009). *Abschlussbericht des Forschungsvorhabens Evaluation von Maßnahmen der betrieblichen Gesundheitsförderung*. Veröffentlichung als Buch vorgesehen. (zu beziehen über r.dietrich at rz.hu-berlin.de)
- Kossev, A., Gantchev, N., Gydikov, A., Gerasimenko, Y. & Christova, P. (1992). The effect of muscle fiber length change on motor units potentials propagation velocity. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 32 (6), 287–94.
- Krogh-Lund, C. & Jørgensen, K. (1993). Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 66 (2), 161–73.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C. & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, 79 (1), 23–32.
- Ladegaard, J. (2002). Story of electromyography equipment. *Muscle & Nerve, Suppl 11*, S128–133.
- Lännergren, J. & Westerblad, H. (1986). Force and membrane potential during and after fatiguing, continuous high-frequency stimulation of single xenopus muscle fibres. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128 (3), 359–68.
- Larivière, C., Gagnon, D. & Loisel, P. (2002). A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17 (2), 89–98.
- Larsson, B., Karlsson, S., Eriksson, M. & Gerdle, B. (2003). Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13 (3), 281–287.
- Lavender, S. A., Andersson, G. B. J., Schipplein, O. D. & Fuentes, H. J. (2003). The effects of initial lifting height, load magnitude, and lifting speed on the peak dynamic L5/S1 moments. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31 (1), 51–59.

- Lee, J.-H. & Kim, J. (2001). Development of Enhanced Wigner-Ville Distribution Function. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 15 (2), 367–398.
- Leskinen, T. P., Stålhammar, H. R., Kuorinka, I. A. & Troup, J. D. (1983). A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. *Ergonomics*, 26 (6), 595–604.
- Lindstrom, L., Magnusson, R. & Petersén, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, 10 (4), 341–56.
- Linnamo, V., Strojnik, V. & Komi, P. V. (2002). EMG power spectrum and features of the superimposed m-wave during voluntary eccentric and concentric actions at different activation levels. *European Journal of Applied Physiology*, 86 (6), 534–40.
- Lygren, H., Dragesund, T., Joensen, J., Ask, T. & Moe-Nilssen, R. (2005). Test-retest reliability of the progressive isoinertial lifting evaluation (PILE). *Spine*, 30 (9), 1070–1074.
- MacKinnon, S. & Li, J. (1998). Temporal relationships of load and lumbar spine kinematics during lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22, 359–366.
- Mannion, A. F. & Dolan, P. (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74 (5), 411–419.
- Marées, H. D. & Mester, J. (1991). *Sportphysiologie i* (2. Aufl.). Frankfurt am Main: Diesterweg.
- Markworth, P. (1998). *Sportmedizin*. Reinbeck: Rowohlt Verlag.
- Marple, S. (1987). *Digital Spectral Analysis with Applications* (1. Aufl.). Englewood Cliffs - NJ: Prentice-Hall.
- Marple, S. L. (1999). Computing the Discrete-Time Analytic Signal via FFT. *IEEE TRANSACTION ON SIGNAL PROCESSING*, 47 (9), 2600–2603.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Rajulu, S. L., Allread, W. G., Fathallah, F. A. et al. (1993). The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. the effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*, 18 (5), 617–628.

- Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M. & Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9 (1), 39–46.
- Maton, B. (1980). Fast and slow motor units: their recruitment for tonic and phasic contraction in normal man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 43 (1), 45–55.
- Maton, B. (1981). Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46 (3), 271–81.
- Mayer, T., Gatchel, R. & Mooney, V. (1990). Safety of the dynamic progressive isoinertial lifting evaluation (PILE) test. *Spine*, 15 (9), 985–986.
- Mayer, T. G., Barnes, D., Kishino, N. D., Nichols, G., Gatchel, R. J., Mayer, H. et al. (1988a). Progressive isoinertial lifting evaluation. I. A standardized protocol and normative database. *Spine*, 13 (9), 993–997.
- Mayer, T. G., Barnes, D., Nichols, G., Kishino, N. D., Coval, K., Piel, B. et al. (1988b). Progressive isoinertial lifting evaluation. II. a comparison with isokinetic lifting in a disabled chronic low-back pain industrial population. *Spine*, 13 (9), 998–1002.
- Merletti, R., Farina, D., Gazzoni, M. & Schieroni, M. P. (2002). Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle & Nerve*, 25 (1), 65–76.
- Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 69 (5), 1810–20.
- Merletti, R., Knaflitz, M. & DeLuca, C. J. (1992). Electrically evoked myoelectric signals. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 19 (4), 293–340.
- Merlo, E., Pozzo, M., Antonutto, G., Prampero, P. E. di, Merletti, R. & Farina, D. (2005). Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods*, 142 (2), 267–274.
- Nakajima, S. & Gilai, A. (1980). Radial propagation of muscle action potential along the tubular system examined by potential-sensitive dyes. *The Journal of General Physiology*, 76 (6), 751–62.

- O'Brien, P. & Potvin, J. (1997). Fatigue-related EMG responses of trunk muscles to a prolonged, isometric twist exertion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12 (5), 306–313.
- Person, R. S. & Kudina, L. P. (1972). Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 32 (5), 471–483.
- Pfeifer, K., Vogt, L. & Banzer, W. (2003). Kinesiologische elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11), 331–332.
- Pope, M. H., Goh, K. L. & Magnusson, M. L. (2002). Spine ergonomics. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 4, 49–68.
- Potvin, J. R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 82 (1), 144–51.
- Rahnama, N., Lees, A. & Reilly, T. (2006). Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16 (3), 257–63.
- Reindl, L. (2005). *Spektralanalyse*. <http://electures.informatik.uni-freiburg.de/portal/web/guest/detail/-/modulnavigation/view/96/3745/>. (Electures der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg)
- Roy, S. H., Bonato, P. & Knaflitz, M. (1998). EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8 (4), 233–245.
- Roy, S. H., De Luca, C. J. & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14 (9), 992–1001.
- Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H. & Katsuta, S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57 (6), 767–771.
- Schipplein, O. D., Trafimow, J. H., Andersson, G. B. & Andriacchi, T. P. (1990). Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. *Journal of Biomechanics*, 23 (9), 907–912.
- Scholle, H., Graßme, R., Rzanny, R., Rottenbach, M. & Kaiser, W. (2001). Simultane Oberflächen-EMG-Messung und 31P-MR-Spektroskopie an der Rückenmuskulatur während muskulärer Ermüdung. In *Kongressbericht - 4 arbeitstagung motodiagnostik - mototherapie*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

- Scholz, J. P. & McMillan, A. G. (1995). Neuromuscular coordination of squat lifting, II: individual differences. *Physical Therapy*, 75 (2), 133–144.
- Scholz, J. P., Millford, J. P. & McMillan, A. G. (1995). Neuromuscular coordination of squat lifting, i: Effect of load magnitude. *Physical Therapy*, 75 (2), 119–132.
- Semmlow, J. L. (2004). *Biosignal and biomedical image processing* (1. Aufl.). New York, Basel: Marcel Dekker, Inc.
- Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H., D'Ambrosia, R. et al. (1990). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 68 (3), 1177–85.
- Stearns, S. & David, R. (1988). *Signal Processing Algorithms* (1. Aufl.). New Jersey: Prentice-Hall.
- Straker, L. (2003). Evidence to support using squat, semi-squat and stoop techniques to lift low-lying objects. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31 (3), 149–160.
- Stulen, F. B. & DeLuca, C. J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 28 (7), 515–23.
- Tidow, G., Ritter, P., Winkelmann, T., Kleff, M. & Greve, R. (1999). Betriebliche Prävention von Wirbelsäulenschäden aus trainingswissenschaftlicher Sicht - Vorstellung eines Projekts mit Auszubildenden im Steinkohlebergbau. In Zschorlich (Hrsg.), *Prävention und Rehabilitation des Haltung- und Bewegungsapparates* (S. 3-42). Hamburg: Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaft.
- Tidow, G. & Wiemann, K. (1993). Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv-ballistischen Krafteinsätzen. Teil i: Physiologische Grundlagen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 44 (3), 92–103.
- Trafimow, J. H., Schipplein, O. D., Novak, G. J. & Andersson, G. B. (1993). The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine*, 18 (3), 364–367.
- Tscharner, V. von. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10 (6), 433–445.

- Tscharner, V. von & Nigg, B. M. (2008). Point: spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 105 (5), 1671–1673.
- Tscharner, V. V. & Goepfert, B. (2006). Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16 (2), 188–197.
- Vakos, J. P., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., Shapiro, R. & Horn, T. (1994). Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. effect of varying the lumbar posture. *Spine*, 19 (6), 687–695.
- Vukova, T., Vydevska-Chichova, M. & Radicheva, N. (2008). Fatigue-induced changes in muscle fiber action potentials estimated by wavelet analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18 (3), 397–409.
- Vydevska-Chichova, M., Mileva, K. & Radicheva, N. (2007). Differential changes in myoelectric characteristics of slow and fast fatigable frog muscle fibres during long-lasting activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 (2), 131–141.
- Weineck, J. (2000). *Sportanatomie* (13. Aufl.). Balingen: Spitta Verlag.
- Welbergen, E., Kemper, H. C., Knibbe, J. J., Toussaint, H. M. & Clysen, L. (1991). Efficiency and effectiveness of stoop and squat lifting at different frequencies. *Ergonomics*, 34 (5), 613–624.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24 (8), 755–762.
- Winter, D. A. (2004). *Biomechanics and motor control of human movement* (3. A. Aufl.). New Jersey: Wiley & Sons.
- Witte, K., Edelmann-Nusser, J. & Schack, B. (2001). Auswertung von EMG-Daten mit Verfahren der zeitvarianten Spektralanalyse - dargestellt am Beispiel des Bogenschießens. *Spectrum der Sportwissenschaften*, 13 (2), 27–43.
- Zijdewind, I., Kernell, D. & Kukulka, C. G. (1995). Spatial differences in fatigue-associated electromyographic behaviour of the human first dorsal interosseus muscle. *The Journal of Physiology*, 483 (Pt 2), 499–509.

Zoltowski, M. D. (1996). Are quadratic time-frequency representations really necessary? In *Acoustics, speech, and signal processing, 1996. ICASSP-96. conference proceedings., 1996 IEEE international conference on* (Bd. 5, S. 2575–2578 vol. 5). Washington: IEEE Computer Society.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Charakteristischer Verlauf eines Aktionspotentials	6
2.2	Schematische Darstellung unterschiedlicher Muskelfasertypen . .	8
2.3	Morphologische und funktionelle Parameter unterschiedlicher Muskelfasertypen	9
2.4	Veränderung der Form der Aktionspotentiale bei Ermüdung . . .	12
2.5	Änderung der Aktionspotentiale für unterschiedliche Fasertypen mit zunehmender Ermüdung	14
3.1	Verteilung der Auto- und Kreuzterme für die Funktionsebenen der Ambiguitätsfunktion und Wigner-Ville-Verteilung	29
3.2	Zweidimensionale Tiefpassfilterung in der $\tau - \eta - Ebene$	29
3.3	Zweidimensionale Tiefpassfilter in der $\tau - \eta - Ebene$	30
3.4	Struktur des Auswertungsprogramms zur Analyse von EMG-Signalen und kinematischen und dynamischen Messwerten . . .	31
3.5	Simulationsmodell zur spektralen Zusammensetzung von EMG-Signalen	33
3.6	Ausgangssignale der EMG-Simulation	34
3.7	Schematische Darstellung der Messwert-Aufnahme	36
3.8	Applikation der Elektroden für die Muskeln der unteren Extremität	38
3.9	EMG-Amplitudenverlauf M. vastus lateralis für ein Hebeintervall	39
3.10	Gefilterten Amplitudenverlauf M. vastus lateralis für ein Hebeintervall	40
3.11	Zeitnormierter Verlauf der Amplituden des M. erector spinae für ein Intervall	41

3.12	Zeit-Frequenz-Verteilung für den M. vastus lateralis	41
3.13	Contour-Plot der Zeit-Frequenz-Verteilung für den M. vastus la- teralis	42
3.14	Zeit-Frequenz-Verteilung für den M. erector spinae	42
3.15	Verlauf der Medianfrequenz für einen Hebevorgang	43
3.16	Verlauf der Kniegelenk- und Ellenbogengelenkwinkel beim vier- maligen Heben	44
3.17	Messung der isometrischen Maximalkraftfähigkeit der Rump- fextensoren und der Beinstrecker	45
3.18	Verlauf der Bodenreaktionskraft für ein Hebeintervall	46
4.1	Zeitsignale und zugehöriges Frequenzspektren der Simulation für unterschiedliche Geschwindigkeiten	50
4.2	Zeitsignale und zugehörige Frequenzspektren der Simulation für unterschiedliche Pulsbreiten	51
4.3	Zusammenhang von Muskelfaserleitgeschwindigkeit und Me- dianfrequenz für unterschiedliche Pulsbreiten	52
4.4	Zeit- und Frequenzsignal der <i>STFT</i>	52
4.5	Zeit- und Frequenzsignal der <i>WVT</i>	52
4.6	Zeit- und Frequenzsignal der <i>spWVT</i>	53
4.7	Contour-Plot der Zeit-Frequenz-Verteilung mit <i>STFT</i> -Methode .	54
4.8	Contour-Plot der Zeit-Frequenz-Verteilung mit <i>WVT</i> -Methode .	54
4.9	Contour-Plot der Zeit-Frequenz-Verteilung mit <i>spWVT</i> -Methode	54
4.10	Zeit-Frequenz-Verhalten des Muskels M. vastus lateralis für vier Hebungen	55
4.11	Zeit-Frequenz-Verhalten des Muskels M. erector spinae für vier Hebungen	56
4.12	Zeit-Frequenz-Verteilung einer dynamischen Muskelaktivität . .	57
4.13	Verlauf der Medianfrequenz für den M. vastus lateralis mit der Methode der <i>STFT</i>	57
4.14	Verlauf der Medianfrequenz für den M. vastus lateralis mit der Methode der <i>spWVT</i>	58

4.15	EMG-Signal des M. gluteus maximus für drei Hebeintervalle . . .	58
4.16	Aktivitätsverlauf des M. gluteus maximus für vier Hebungen eines Intervalls	59
4.17	Verlauf der mittleren Amplituden für die drei Funktionsphasen Voraktivität (VA), Initialphase (IP) und Sekundärphase (SP) der Muskeln M. rectus femoris, M. gluteus maximus und M. erector spinae	61
4.18	Verlauf der mittleren Amplituden für die drei Funktionsphasen der Muskeln M. vastus lateralis, M. biceps brachii und M. gastrocnemius	62
4.19	Verlauf der Amplituden für sechs Muskeln für Start-, Mittel- und Schlussintervall	64
4.20	Aktivitätsverlauf für den M. biceps femoris von zwei Probanden	64
4.21	Aktivitätsverläufe für den M. ES eines Intervalls von einem „Beinheber“ und einem „Rundrückenheber“	65
4.22	Zeit-Frequenz-Verteilung des Muskels M. erector spinae mit einer Last von 4 kg und 49 kg	66
4.23	Medianfrequenzen für sechs Muskeln für das Start-, Mittel- und Schlussintervall	67
4.24	Verlauf der Medianfrequenz eines Probanden für die Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae über einen gesamten PILE-Test	68
4.25	Verlauf der Medianfrequenz eines Probanden(Leistungssportler) für die Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae über einen gesamten PILE-Test	68
4.26	Medianfrequenzen der Muskeln M. vastus lateralis und M. erector spinae für drei Hebeintervalle	69
4.27	Änderung der Startwinkel für den Rumpfneigewinkel und den Kniewinkel für das Start-, Mittel- und Schlussintervall	70
4.28	Verlauf des Kniewinkels für vier Hebungen im Start- und Schlussintervall	71
4.29	Kniegelenks- und Rumpfneigewinkel für die Zeitpunkte T_0 , T_1 und T_2 innerhalb des Start-, Mittel- und Schlussintervalls.	72

4.30	Prozentuale Rumpf- und Kniewinkelbewegungen in der Phase IP für das Start-, Mittel- und Schlussintervall	73
4.31	Beispielverlauf des Ellenbogenwinkels für drei Hebeintervalle . .	73
4.32	Verlauf des Ellenbogenwinkels für die Position Abstellen der Last auf dem Tisch für eine Person über alle durchgeführten Hebeintervalle	74
4.33	Beträge des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt T3 für drei Hebeintervalle	74
4.34	Verlauf der Bodenreaktionskraft für ein Start- und ein Schlussintervall	76
4.35	Verlauf der maximalen Bodenreaktionskräfte für die Zeitphasen Voraktivität (VA) und Initialphase(IP)	77
4.36	Maximale Bodenreaktionskräfte in den Funktionsphasen ‚Voraktivität‘ (VA) und Initialphase (IP) für die Start- Mittel- und Schlussintervalle der Gesamtgruppe und zwei Untergruppen . .	79
5.1	Bewegungsänderungen beim PILE-Test anhand von sechs Bildern	90
5.2	Verlauf der Bodenreaktionskräfte und der Aktivität des M. erector spinae	93
A.1	Differenzverstärker für zwei Kraftmessplatten	101
A.2	Kraftmessplatte mit Holzaufsatz zur Vergrößerung der Standfläche	102
A.3	Sensor des Kistensynchronisations-Signals	102
A.4	Einverständniserklärung der Probanden vor der Teilnahme am PILE-Test	103
A.5	Auswertebogen des Rechenaufwands für die STFT	104
A.6	Auswertebogen des Rechenaufwands für die spWVT	105
A.7	Detaildarstellung des Rechenaufwands für die spWVT	106
A.8	Normierte Amplitudenwerte des M. gastrocnemius und M. vastus lateralis	107
A.9	Normierte Amplitudenwerte des M. gluteus maximus und M. erector spinae lateralis	108

A.10 Normierte Amplitudenwerte des M. biceps femoris und M. biceps brachii lateralis	109
A.11 Werte der Medianfrequenz des M. gastrocnemius und M. vastus lateralis	110
A.12 Werte der Medianfrequenz des M. gluteus maximus und M. erector spinae	111
A.13 Werte der Medianfrequenz des M. biceps femoris und M. biceps brachii	112
A.14 Rumpfneigewinkel für das Start- und Mittelintervall	113
A.15 Rumpfneigewinkel für das Schlussintervall / Kniewinkel für das Startintervall	114
A.16 Kniewinkel für das Mittel- und Schlussintervall	115
A.17 T-Test für die Änderung der Amplituden der sechs Muskeln für die drei Hebeintervalle Start-, Mittel- und Schlussintervall.	115
A.18 T-Test für die Änderung der Medianfrequenzen	116

Tabellenverzeichnis

3.1	Einteilung der zeitlichen Phasen eines Hebevorgangs	39
4.1	Mittlere EMG-Amplituden der untersuchten Muskeln	63
4.2	Medianfrequenzen der untersuchten Muskeln	66
4.3	Werte der Knie- und Rumpfwinkel für drei Hebeintervalle	70
4.4	Kraft- und Herzfrequenzwerte des PILE-Tests	75
4.5	Kraftmaxima für drei Hebeintervalle	78
A.1	Hauptaktivitätsphasen der untersuchten Muskeln	110

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Günter Tidow danke ich für die Betreuung des Dißertationsvorhabens. Er hat es ermöglicht, daß ich diese Arbeit schreiben konnte. Er hat mir viel Vertrauen während der Durchführung der Arbeit entgegengebracht.

Ich möchte mich auch bei vielen Kollegen und Kolleginnen bedanken, die durch viele Gespräche und Diskußionen dazu beigetragen haben, daß ich diese Arbeit entstanden ist. Dazu möchte ich mich vor allem bei Klaus Mattes, Marko Badura, Lars Janshen, Gerhart Bayer, Florian Kugler, Andreas Peper und Steffi Bierbaum bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Martin Brüggewirth, der mir beim Finden von Verständnis über Zeit-Frequenz-Verteilungen von EMG-Signalen immer wieder hilfreich zur Seite stand.

Der größte Dank gilt aber meiner Lebenspartnerin Dorothea Zimmermann. Ihr Rückhalt, ihr Anfeuern, ihr Ertragen von Klagen, ihre übernahme meiner Alltagspflichten, ihre Rücksichtnahme, ihr Motivieren hat es mir ermöglicht dieses, zugegebenermaßen späte, 'Abenteuer' anzunehmen und zu Ende zu bringen. Doro, dir ist diese Arbeit gewidmet.

Und zuletzt gilt mein aufrichtiger Dank unseren tollen großen Kindern Ronja und Lukas, die mich unterstützt und oftmals aufgemuntert haben, wenn ich zu zweifeln begann.

Selbständigkeitserklärung

Die Arbeit wurde in der Zeit von Oktober 2006 bis Oktober 2009 am Institut für Sportwissenschaft der Humboldt-Universität zu Berlin angefertigt und von Herrn Prof. Dr. Tidow betreut.

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Alle Zitate sowie sinngemäße wörtliche Wiedergaben, die anderen Werken entnommen wurden, sind unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht. Die Abbildungen, Diagramme und Tabellen sind von mir erstellt, sofern diese nicht als Entlehnung gekennzeichnet sind.

Weder diese noch eine andere Arbeit wurde von mir an einer anderen Universität oder Hochschule zum Zwecke der Einleitung eines Promotionsverfahrens vorgelegt.

Berlin, im Oktober 2009

Ralf Dietrich